



ARAŞTIRMA / RESEARCH

Altın Braketlerde Ortodontik Tellerin Farklı Açılarda Meydana Getirdiği Deneysel Sürtünme Değerlerinin Çelik Braketlerle Karşılaştırılması

Comparison of Experimental Resistance to Sliding Between Different Orthodontic Arch Wires in Gold and Stainless Steel Brackets with Second-Order Angulations



Dr. Hakan BULUT
Doç.Dr. Gökhan ÖNÇAĞ
Prof.Dr. Erdal IŞIKSAL

Ege Üniv. Dişhek. Fak.
Ortodonti A. D., İzmir /
Ege Univ. Faculty of
Dentistry, Dept. of
Orthodontics, İzmir, Turkey

Yazışma adresi:
Corresponding Author:
Dr. Hakan Bulut
Ege Üniversitesi,
Diş Hekimliği Fakültesi
Ortodonti Anabilim Dalı
35100 Bornova-İzmir
Tel: +90 232 388 0326
Faks: +90 232 388 0325
E-posta: hakan.bulut@ege.edu.tr

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, iki farklı tipteki altın braketini (Forever Gold 24K ve Forever Gold) konvansiyonel çelik bir braket (Mini Master) ile nikel-titanyum (NiTi) ve paslanmaz çelik (SS) ark teli kombinasyonlarında, dört farklı ikinci düzen açılındırmasında, sürtünme dirençleri bakımından in vitro olarak karşılaştırmaktır. **Gereçler ve Yöntem:** Sürtünmeyi etkileyen birçok faktör olduğundan, testler kuru ortamda ve tek düzlem üzerinde, ligatürleme yapılmadan, elektronik bir açılındırma ünitesi ve üniversal bir test cihazı kullanılarak gerçekleştirildi. Çekme hızı 1 mm/dakika olarak tanımlandı. **Bulgular:** İstatistiksel değerlendirmelerde $P<0.05$ düzeyinde braket, tel ve açı faktörlerinden her üçünün de ana etkileri anlamlı bulundu. Düzenlenen koşullarda NiTi teller her üç braket tipinde de SS tellerden daha az sürtünme değerleri gösterdi. Forever Gold braketleri (zirconia kaplı) NiTi ve SS tellerde dört farklı açılındırma da diğer iki braket tipine göre belirgin düzeyde daha yüksek sürtünme değerleri gösterdi ($P<0.05$). İkinci düzen açıları sabit tutulduğunda ise, sürtünme kuvvetleri bakımından Gold Forever 24K braketlerinin, NiTi tellerde daha düşük değerler göstermelerine karşın, toplam sürtünme değerleri açısından istatistiksel olarak paslanmaz çelik braketleri ile benzerlik gösterdikleri tespit edildi ($P>0.05$). **Sonuç:** Metal braket slotlarının 24 ayar altın ile kaplanması veya estetik braketlerde altından hazırlanan slot-insert'lerin kullanılması sürtünmeyi, özellikle seviyeleme aşamalarında, etkili bir şekilde azaltabilir. (Türk Ortodonti Dergisi 2010;23:136-150)

Anahtar Kelimeler: Altın braket, Ark teli, Sürtünme, Açı, In vitro.

Gönderim Tarihi: 13.09.2009
Kabul Tarihi: 27.10.2009

SUMMARY

Aim: The purpose of this study was to test in vitro two types of golden brackets (Forever Gold 24K and Forever Gold) and one conventional stainless steel bracket (Mini Master) as control for sliding resistance in combination with nickel-titanium (NiTi) and stainless steel (SS) arch wires in four second-order angulations with respect to frictional force values. **Materials and Methods:** Since there are many factors affecting friction, all tests were performed in a dry environment without ligaturing using an electronic angulations unit and a universal test device. Arch wires were pulled through the slots with a crosshead speed of 1 mm/minute. **Results:** Statistical analyses showed that the primary effects of all three factors that is namely bracket, wire material and angle were found significant in $P<0.05$ level. Under existing conditions the NiTi wires produced lower friction than those of SS in all three bracket types. Forever Gold brackets (zirconia plated) showed remarkable higher frictional values with NiTi and SS arch wires than the other two bracket types in all four tested angulations ($P<0.05$). When the four second-order angles was kept constant, although Gold Forever 24K brackets demonstrated lower values with NiTi wires compared with stainless steel brackets there was no statistical significant difference for these two bracket types in terms of their overall frictional resistance ($P>0.05$). **Conclusion:** It should be considered that 24 carat fine gold plated slots in metal brackets or golden slot inserts in esthetic brackets could be effective in reducing frictional forces particularly during leveling stages. (Turkish J Orthod 2010;23:136-150)

Key Words: Gold bracket, Arch wire, Friction, Angulation, In vitro.

Date Submitted: 13.09.2009
Date Accepted: 27.10.2009



GİRİŞ

Ortodontik tedavide optimal diş hareketi elde edebilmek için sürekli ve optimal düzeyde kuvvet uygulanması gerekir (1). Dişler bir ark boyunca hareket ettirildiğinde, tel ile braket arasında meydana gelen açı ve ortaya çıkan sürtünme istenilen en iyi kuvvetin elde edilmesini engeller ve buna bağlı olarak diş hareketinin gecikmesine veya ankraj kayıplarına neden olabilir (2). Bu nedenle sürtünmenin değerlendirilmesi ortodontide can alıcı bir konudur ve genellikle, sabit apareylerin yapısında sürtünmeye yol açan sebeplerin ortadan kaldırılmasıyla, toplam sürtünme değerlerinin azaltılmasıyla tedavinin kolaylaşacağı ve tedavi süresinin de kısılacağı gibi bir anlayış hakimdir (3,4). Optimal biyolojik doku cevabı oluşturabilmek ve kesiksiz bir diş hareketi elde edebilmek için braket/tel/açı kombinasyonlarında sürtünmeye neden olan faktörlerin iyi anlaşılması gerekir. Temas halindeki iki cismin birbiri üzerinde harekete zorlanması esnasında, temas yüzeyine teğet ve bu zorlamaya zıt yönlü olarak ortaya çıkan direnç kuvvetine "sürtünme kuvveti" adı verilir. Bu kuvvet diş hareketi sırasında braket ile telin temas bölgelerinde meydana gelen kuvvet ile sürtünme katsayısının çarpımına eşittir (5). Klinik açıdan tel ile braket arasındaki sürtünme sadece iki materyal arasındaki fiziksel bir olay değildir; aynı zamanda oklüzal kuvvetler, periodontal doku, kök sayısı ve yüzey alanı, kemik yoğunluğu ve direnci gibi biyolojik yapıların da katıldığı 3 boyutlu multifaktörel bir ilişkidir. Sürtünme kuvveti, tel ve braket yüzeylerinin pürüzlülüğünden, braket genişliğinden, slot genişliğinden, slot çapından, telin çapından, telin katılığından, ligatürleme tipinden, uygulanan kuvvetin tatbik noktasından ve miktarından, tel ile braket arasında oluşan açıdan ve tükürüğün kaydırıcı özelliği gibi birçok faktörlerden etkilenmektedir (6-13). Bu nedenle ortaya çıkacak sürtünme kuvvetlerinin önceden tahmin edilmesi oldukça güçtür. Sliding mekaniklerde diş uygulanacak kuvvet miktarı bilinmesine karşın, sürtünme kuvvetlerinin ortaya konmasındaki güçlükten dolayı, diş intikal edecek net kuvvetin hesaplanması zordur. Braket ile ark teli arasında oluşan sürtünme, uygulanan kuvvette %50'ye varan kayıplara neden olabilir (14-18). Telin braket veya ligatür ile temas ettiği her durumda sürtünme de vardır.

INTRODUCTION

In order to obtain an optimal tooth movement in orthodontic treatment, a continuous force should be applied in an optimal level (1). When teeth are moved through an arch, the angle between wire and bracket and also the resultant friction hinders the desired appropriate force to be acquired and that; it may cause the delay of tooth movement or losses of anchorage (2). It is therefore evident that the management of friction is an important consideration in orthodontics. There is, however, an appreciation that reducing the causes of resistance to sliding of fixed appliance attachments will shorten chairside treatment time and orthodontic treatment is facilitated if total friction is minimized (3,4). To form an optimal biological tissue response and obtain a continuous tooth movement, those factors that cause friction in bracket/wire/angle combinations should be well understood. During the course of forcing two objects that are in contact to move upon each other, the resistance force that is tangent to the contact surface and occurs in an opposite direction to this compulsion is called as "frictional force" and this force is equal to the multiplication of friction coefficient to the force occurring in the contact points between bracket and wire during the movement of the tooth (5). When considered clinically, the friction between wire and bracket is not only a physical occurrence between two materials, it is also a three-dimensional multifactorial relationship including the biological structures such as occlusal forces, periodontal tissue, number and surface area of roots, bone intensity and resistance. Frictional force can be affected by many factors such as surface roughness of wire and bracket surfaces, bracket width, slot width, slot diameter, wire diameter, stiffness of wire, type of ligature, the application point and quantity of the applied force, the angle occurring between wire and bracket, and the sliding characteristic of saliva (6-13). Therefore, it is quite difficult to pre-estimate the frictional force that will occur. Although the quantity of force that would be applied to the tooth in sliding mechanics is known, the calculation of the net force that will be inherited by the tooth is not easy due the complexity in the determination of frictional forces. Fricti-



Ark boyunca yapılan bir kanin distalizasyonu esnasında örneğin, kanin, hem distal yönde devrilir hem de disto-palatinal yönde rotasyon gösterir. Bu esnada, gerek braket ile tel arasında, gerekse tel ile ligatür arasında sürtünme noktaları ortaya çıkar (Resim 1).

Şekil 1: Braket, ark teli ve ligatür arasında oluşan sürtünme noktaları (Dr. Tosun'dan alınmıştır)

Figure 1: Friction points between bracket, arch and ligature (courtesy of Dr. Tosun).



Buna benzer olaylar seviyeleme safhasında braketler arasından geçirilen ark telleri ile braketler arasında da değişik düzeylerde görülmektedir. Dişler hareket ettikçe teller de braketler içinden kayarak ilerler ve bu arada bu materyaller arasında sürtünmeler ortaya çıkar. Telin slotlar içinden kaymasını engelleyen sürtünme veya sıkışma gibi her türlü engel diş hareketinin gecikmesine veya tamamen durmasına yol açabilir.

Düz ark tellerinin kullanıldığı açılı braket tekniklerinde tel ile braket arasındaki temas açısı (telin brakete giriş açısı) sürtünmeyi doğrudan etkileyen bir faktördür ve kayma tipi (sliding) mekaniklerin yaygın olarak kullanılmasından dolayı da önemi giderek artmaktadır. Braket ile tel arasındaki açı arttıkça, sürtünmenin de artması beklenir. Hareket eden parçalarındaki sürtünmeyi ve aşınmayı azaltmadaki önemli etkisi bakımından altın kaplamalar ilgi çekmektedir (19). Metal ve estetik braketlerin sürtünme dirençleri çok sayıda araştırmaya konu olmasına karşın, literatürde altın slot-insert'ler ile ilgili makale sayısı kısıtlıdır (20,21) ve tamamı altın kaplı braketler ile ilgili yapılmış bir araştırma yoktur. Bu çalışmada, ark tellerinin altın ile kaplanmış braketlerde oluşturdukları sürtünme kuvvetlerinin incelenmesi planlanmıştır. Bu amaçla, klinikte en sık uygulanan yuvarlak ve dikdörtgen kesitli tellerin farklı açılılandırılarda iki ayrı yöntem ile kaplanmış altın braketler ve paslanmaz çelik braketlerde meydana getirdikleri sürtünme kuvvetleri kuru ortamda, in vitro olarak belirlenmiştir.

GEREÇLER ve YÖNTEM

Çalışmada, aynı üretici firmaya ait (American Orthodontics, Sheboygan, WI, ABD), slot çapı 0,018 x 0,025 inch olan, torksuz ve an-

on between bracket and arch wire can cause up to 50% loss of force (14-18). In all cases where the wire gets into touch with the bracket and ligature, there is also friction. When, for example, a canine distalization is done throughout the arch, the canine tips in distal

direction and also shows a rotation in disto-palatal direction. During this, friction points arise both in between wire and bracket and wire and ligature (Figure 1). In the leveling stage, a similar case is also seen between bracket and arch wire in different intensities. As the teeth move, wires thus move forward by sliding through brackets and at that time, frictions occur between these materials. Any obstacles like friction or compression that prevents the wire from sliding through slots may cause tooth movement to delay or to stop completely.

In pre-adjusted arch techniques where straight wires are used, contact angle of wire to the bracket is a factor that directly affects friction and has gained importance since the increased use of sliding mechanics. As long as the angle between bracket and wire increases, friction is also expected to increase. The effectiveness of gold films in reducing friction and wear of moving parts are of interest (19). Although a great number of studies evaluated the sliding resistance of metal and esthetic brackets in the literature there are only limited reports concerning golden slot inserts in esthetic brackets (20,21), but not wholly golden brackets. Therefore, the objective of this study was to examine the frictional forces generated from frequently used round and rectangular wires in combination with two golden brackets and a stainless steel bracket in four different second-order angles in vitro and in a dry state.

MATERIALS and METHODS

In this study, the combinations of 0.016 inch and 0.016 x 0.022 inch NiTi and SS arch wires with two different types of golden and one stainless steel lower incisor bracket of



gulasyonsuz, iki ayrı tipteki altın ve bir paslanmaz çelik alt kesici braketini ile 0,016 inch ve 0,016 x 0,022 inç çaplarındaki paslanmaz çelik ve nikel-titanyum alaşımlı ark tellerinin kombinasyonları kullanıldı. Braketlerin ve ark tellerinin özellikleri Tablo I'de gösterilmiştir.

0.018 x 0.025 inch slot size without torque and angulation were used. All three types of brackets were products of the same manufacturer (American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA). The brackets which were produced in two different ways and introduced as "gold"

Braket / Bracket	Üretim Şekli / Production Process	Üretici Firma / Manufacturer
Forever Gold 24K	Paslanmaz çelik üzeri 24 ayar altın kaplama / 24-karat gold plated mini master SS-braket	AO 390-1010 P
Forever Gold (altın görünümü) / (gold appearance)	Beyaz altın üzeri zirkonia kaplama / White gold and zirconia plated mini master SS-braket	AO 390-1010 G
Mini Master SS	Standart, sinterleme / Standard, sintered	AO 393-6070
Ark Telî & Çapı / Archwire & Diameter	Üretici Firma / Manufacturer	
SS 0.016"	AO (853-232)	
SS 0.016" x 0.022"	AO (853-201)	
NİTİ 0.016"	AO (857-506)	
NİTİ 0.016" x 0.022"	AO (857-541)	

SS: paslanmaz çelik; NİTİ: nikel-titanyum; AO: American Orthodontics.

Tablo I. Araştırmada kullanılan braket ve ark tellerinin özellikleri.

Table I. Characteristics of brackets and arch wires used in the study.

Braket slotunun dört farklı derecede açılmasını temin ederek, tel ile braket arasında oluşacak sürtünme kuvvetlerinin saptanması için özel tasarlanmış elektronik bir ünite ile bir universal test cihazı (Lloyd Instruments LR 5K, Hampshire, İngiltere; loadcell NLC 500N, Lloyd Instruments PLC, Segensworth, Foreham, İngiltere) kullanıldı. Deney düzeneği üç bölümden oluşturuldu (Resim 2): 1- Hareketli taşıyıcı tabla (Resim 3), 2- Braketi taşıyan elektronik açılma ünitesi (Resim 3) ve 3- Ark telini taşıyan ve universal test cihazına bağlı hareketli bölüm (Resim 4).

Sürtünme deneyleri Ege Üniversitesi Tektel Araştırma ve Uygulama Merkezi laboratuvarında, 18 °C oda sıcaklığında gerçekleştirildi. Braketi taşıyan elektronik açılma ünitesi, çok hassas olarak sağa-sola, ileri ve geriye hareket edebilen bir tablanın üzerine monte edildi. Tel ve braketlerin yüzeyleri deney öncesinde yağ çözücü bir solüsyon (Degreaser Cleaner, Philips 390DCS/2, Hollanda)

were compared with stainless steel brackets as controls in terms of their frictional forces. The characteristics of brackets and arch wires are demonstrated in Table I.

In order to detect the frictional forces occurring between wire and bracket by providing four different second-order angulations to the bracket slot, a specifically designed electronic unit and a universal test device (Lloyd Instruments LR 5K, Hampshire, UK; loadcell NLC 500N, Lloyd Instruments PLC, Segensworth, Foreham, England) was used. Experimental setting was formed by three parts (Figure 2): 1- Movable vise tray (Figure 3), 2- Electronic angulation unit; carrying the bracket (Figure 3), and 3- Movable part; carrying arch wire, fixed to the universal testing device (Figure 4).

Experiments on friction were performed in 18°C room temperature at Ege University (Izmir, Turkey), the Laboratory of Textile Investigation & Application Center. The electronic



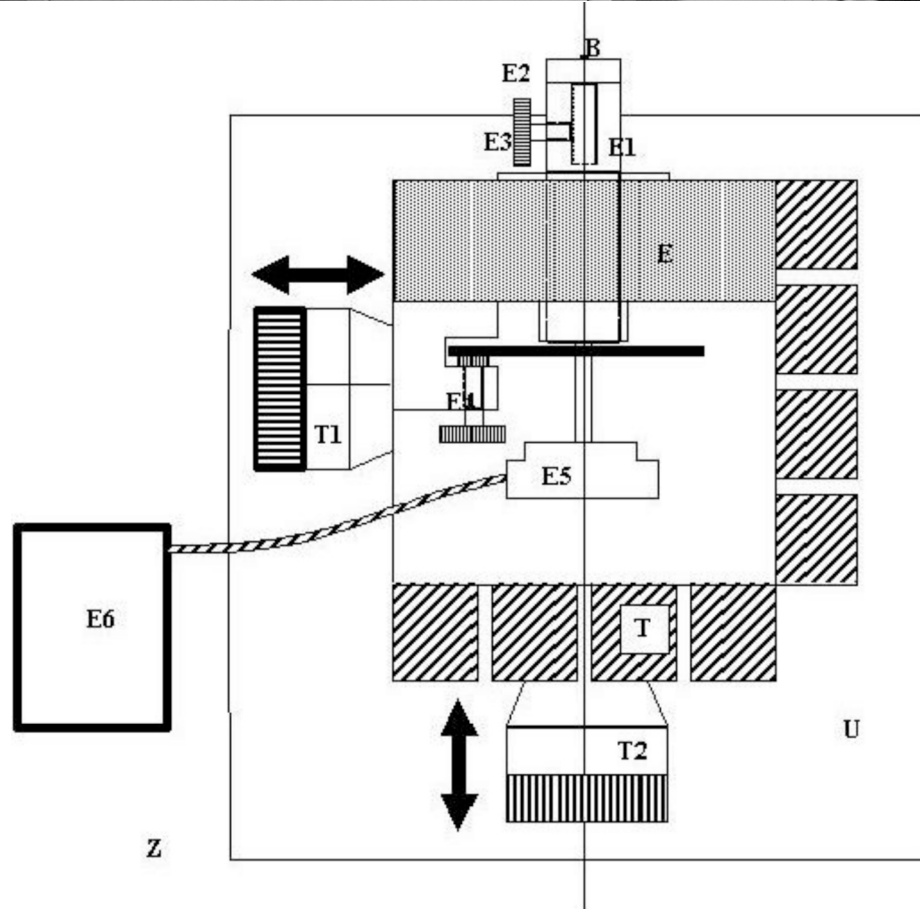
Şekil 2: Üniversal test cihazına bağlanmış deney düzeneği .

Figure 2: Experimental setting attached to the universal testing machine.



Şekil 3: Deney düzeneğinin şematik resmi. Z: Zemin; U: Üniversal test cihazının tabanı; T: Hareketli taşıyıcı tabla; T1: Elektronik üniteyi sağ ve sola hareket ettiren ayar butonu; T2: Elektronik üniteyi ileri ve geriye hareket ettiren ayar butonu; E: Elektronik açılandırma ünitesinin gövdesi; E1: 360 derece hareketli mil; E2: Braketi taşıyan kısım; E3 ve E4: Sabitleyici vidalar; E5: Elektronik puls üreten dijital birim; E6: LED-monitör.

Figure 3: Schematic illustration of experimental setting. Z: Floor; U: Base of the universal testing machine; T: Movable carrier tray; T1: Setup button that moves the electronic unit to both right and left; T2: Setup button that moves the electronic unit forward and backwards; E: Body of the electronic angular unit; E1: 360° movable axis; E2: The part carrying bracket (pin); E3 and E4: Fixing screws; E5: Digital unit producing electronic pulse; E6: LED-monitor.



ile temizlenip kurutuldu. Braketler, açılandırma ünitesinin 360 derece dönme kabiliyeti olan mili üzerinde sabitlendi. Bu milin arka ucunda elektronik puls üreten dijital bir

angulation unit with the bracket was assembled on a tray, which could move to right and left as well as forward and backward very sensitively. The surfaces of wires and brackets we-



açılabilir yer almaktadır. Braketin 0° konumu 0,018 x 0,025 inçlik bir rehber tel ile sağlandı. Deney aşamasında kuvvet/esneme oranlarına bağlı olarak meydana gelebilecek farklılıkları ortadan kaldırmak ve gerginliklerini standardize etmek amacıyla, test edilecek ortodontik ark telleri hareketli bölüm üzerinde önce kalibre edilmiş bir yay yardımıyla 200 gramlık bir kuvvetle gerildi; daha sonra iki ucundan sıkı şekilde vidalarla sabitlendi (Resim 4). Kalibrasyon yayı uzaklaştırıldıktan sonra hareketli bölüm universal test cihazına bağlandı. 0° konumundayken (slot ark teline paralel), braket, hareketli tabla yardımıyla ark teli slota yerleşecek şekilde yaklaştırıldı. Daha sonra, teli taşıyan bölüm yukarı ve aşağı doğru hareket ettirilerek ark telinin slot içerisinde serbest hareket etmesi sağlandı. Ark telinin slot tabanına temas etmemesine özen gösterildi. Braket bu pozisyonda ana mil üzerindeki bir vida yardımıyla sabitlendi. Açılma ünitesinin ana milinin döndürülmesiyle oluşan her açı değeri dijital olarak "puls" cinsinden 0,7° hassasiyetle LCD-monitörüne aktarıldı. Ayarlanan açının sabitlenmesi için ana mil, hareket etmeyecek şekilde bir vida yardımıyla kilitlendi. Ortodontik ark telini taşıyan hareketli bölüm universal test cihazı vasıtasıyla 1 mm/dakikalık bir hız ile yukarı doğru hareket ettirilerek oluşan sürtünme değeri (onbinde bir hassasiyet) universal test cihazının LCD-monitöründe Newton cinsinden görüntülendi ve kesintisiz olarak Dapmat (V2.31, 40/0224) yazılımı ile bilgisayara kuvvet-mesafe eğrisi şeklinde grafiklerle kaydedildi. Her tel için saat yönünde sırası ile 4 puls (2,8°), 7 puls (4,9°), 13 puls (9,1°) ve 20 puls'luk (14°) açılımlar kullanıldı. Bu sistemde sadece braket ile tel temasta olduğundan, ekranda okunan ortalama değerler sadece bu iki materyal arasındaki sürtünme direnci olarak kabul edilerek aynen alınmıştır. Çalışmada, American Orthodontics firmasının iki ayrı yöntemle üretmiş olduğu ve altın adıyla tanıtılan braketleri, aynı firmanın paslanmaz çelik versiyonu ile sürtünme kuvvetleri bakımından karşılaştırıldı. Herbir braket-tel çifti önceden tanımlanan açı değerlerinde beşer defa test edilirken, teller her seferinde yenilendi ve her deneme öncesinde cihaz sıfırlandı.

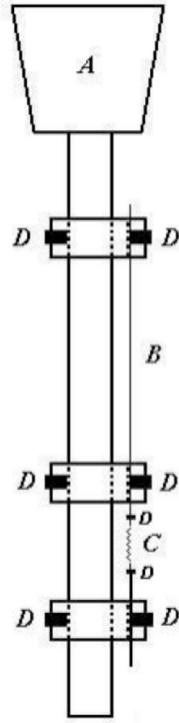
Elde edilen sürtünme kuvvetlerinin ortalama ve standart sapma değerleri SPSS 10.0 ya-

re cleaned and dried with an oil solvent (Degreaser Cleaner, Philips 390DCS/2, Holland) before the experiment. Brackets were fixed on the axle of the angulation unit, which had a capability to turn 360 degrees. At the back end of this axle, there existed a digital protractor producing electronic pulses. The 0° location of the bracket was provided via a guide wire with 0.018 x 0.025 inch diameter with the purpose of eliminating any differences that might arise depending on the force/deflection rates during the experimental stage. In order to standardize the tension and reduce unwanted twisting and bending, orthodontic arch wires to be tested were first stretched with a 200 gram force on the movable part by means of a calibrated spring and then were held under tension by fixing the related screws from both sides tightly (Figure 4). The moveable part, carrying the orthodontic wire was then fixed on the universal testing device. While the bracket was in 0° location (the slot was parallel to arch wire), it was approximated with the help of the movable tray in the way that the arch wire could settle in the slot. Subsequently, arch wire was provided to move freely within the slot by moving the wire carrying part upwards and downwards. Attention was paid not to let arch wire touch onto the slot base. Brackets then were fixed in this position via a screw on the main axle. Each angle value occurring due to the turn of the main axle of the angular unit with a 0.7° sensitivity in terms of digital "pulse" was transferred to a LED-monitor. In order to fix the preset angle, the main axle was locked via a screw not to move. The movable part carrying the orthodontic arch wires was moved upward with a crosshead speed of 1 mm/minute via the universal testing device and then, the resultant frictional values were displayed on the LCD-monitor of the universal testing device in Newton with a sensitivity of 1/10.000, followed by the continuous recording by the Dapmat software system (V2.31, 40/0224) in graphics demonstrating the force-distance diagram. For each wire, the angles with 4 pulses (2.8°), 7 pulses (4.9°), 13 pulses (9.1°) and 20 pulses (14°) clockwise were used respectively. Since merely wires and brackets were in contact with each other in this system, the mean values displayed on



Şekil 4: Üniversal test cihazına bağlanan ve ortodontik ark telini taşıyan hareketli bölüm (tasarım: Dr. Hakan Bulut). A: Ana shaft; B: Gerilmiş ortodontik ark tel; C: Kalibrasyon yayı (bu kısım deney öncesi uzaklaştırıldı); D: Sabitleyici vidalar.

Figure 4: Movable part tied upon the universal testing machine and carrying the orthodontic arch wire (design: Dr. Hakan Bulut). A: Main shaft; B: Stretched orthodontic arch wire; C: Calibration spring (this part was removed before the experiment); D: Fixing screws.



zılım programı (SPSS Inc., Chicago, IL, ABD) kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirildi. Her braket tipi için farklı açılarda telin cinsi ve çapının sürtünme kuvvetleri üzerindeki etkilerini belirlemek amacıyla faktöriyel randomize tasarıma göre ANOVA testi uygulandı. Önem seviyesi tüm uygulamalarda $P < 0,05$ olarak belirlendi. Daha sonra açı sabit tutularak model küçültüldü ve braket-tel etkileşimleri değerlendirildi. Braket-açı etkileşiminde ise tek yönlü varyans alan-

the screen were accepted as the frictional resistance between only these two materials. Each bracket-wire couple was tested for five times within the preset angle values. The arch wires were replaced and the device was turned to "zero" position before each trial.

The mean and standard deviation values of the obtained frictional forces were evaluated statistically with the use of SPSS 10.0 software program (SPSS Inc., Chicago, IL). ANOVA test with respect to factorial randomized design was applied to each bracket type to determine the effects of the type and diameter of the wire on frictional forces in different angulations. The significance level was predetermined as $p < 0.05$ in all applications. Subsequently, a minor model was established by holding the angle constant and bracket-wire interactions were evaluated. As for the bracket-wire interaction, the variance homogeneities were controlled initially by employing a one-way ANOVA. When homogeneity was detected, F-statistics and Bonferroni tests were used, whereas Brown-Forsythe and Dunnett C tests were used when no homogeneity was concerned.

RESULTS

It was detected that as long as the angle between slot and wire increased, the corresponding frictional values also increased for all wires in each three type of brackets. The mean frictional and standard deviation values obtai-

Tablo II. Çelik braket-tel çiftlerinde farklı açılarda ölçülen sürtünme kuvvetlerinin ortalama ve standart sapma değerleri.

Table II. The mean and standard deviation values of frictional forces measured for stainless steel bracket-wire pairs in different angulations.

Braket / Bracket	Tel / Wire	Tel Çapı / Wire Diameter (inch)	Açı (derece) / Angulation (deg)	Ortalama / Mean (N)	SD
Çelik / SS	NITI	0,016	2,8	1,2850	0,18
			4,9	1,8796	0,31
			9,1	3,2958	0,40
			14	4,3488	0,32
	NITI	0,016 x 0,022	2,8	1,4922	0,09
			4,9	2,6312	0,29
			9,1	4,8446	0,24
			14	7,9196	0,37
	SS	0,016	2,8	1,5716	0,84
			4,9	3,4656	1,08
			9,1	6,3460	0,69
			14	6,6526	0,68
SS	0,016 x 0,022	2,8	1,9380	0,55	
		4,9	3,5858	0,94	
		9,1	8,5756	0,89	
		14	10,7424	1,03	

SS: paslanmaz çelik / stainless steel; NITI: nickel-titanyum; SD: standart sapma / standard deviation



Braket / Bracket	Tel / Wire	Tel Çapı / Wire Diameter (inch)	Açı (derece) / Angulation (deg)	Ortalama / Mean (N)	SD
Forever Gold	NITI	0,016	2,8	2,9040	0,67
			4,9	3,5114	0,50
			9,1	5,1880	0,97
			14	7,8164	0,98
	NITI	0,016 x 0,022	2,8	2,8524	0,62
			4,9	3,4884	0,74
			9,1	6,3934	0,84
			14	9,2010	0,79
	SS	0,016	2,8	4,3182	0,68
			4,9	5,5236	0,50
			9,1	8,2092	0,67
			14	13,9000	1,42
SS	0,016 x 0,022	2,8	2,7924	0,98	
		4,9	6,0424	1,33	
		9,1	9,2932	0,58	
		14	13,4880	0,81	

SS: paslanmaz çelik / stainless steel; NITI: nikel-titanyum; SD: standart sapma / standard deviation

Tablo III. Forever Gold braket-tel çiftlerinde farklı açılarda ölçülen sürtünme kuvvetlerinin ortalama ve standart sapma değerleri.

Table III. The mean and standard deviation values of frictional forces measured for Forever Gold bracket-wire pairs in different angulations.

lizi uygulanarak önce varyans homojenlikleri kontrol edildi. Homojen olduğu durumlarda F istatistiği ve Bonferroni testi, homojen olmayan durumlarda ise Brown-Forsythe ve Dunnett C testleri kullanıldı.

BULGULAR

Her üç braket tipinde, tüm tellerde slot ile tel arasındaki açı arttıkça, sürtünme değerlerinin de arttığı saptandı. Her braket tipi ve tel çiftinden elde edilen ortalama sürtünme ve standart sapma değerleri açılara göre Tablo II, III ve IV'de görülmektedir.

ned from each pair of bracket and wire according to their corresponding angles are demonstrated on Tables II, III and IV.

Whilst the main effects of each three factors namely bracket, wire and angle were found statistically significant individually ($P<0.05$), all dual and triple interactions among factors (bracket-wire, bracket-angle, wire-angle and bracket-wire-angle) were also found significant ($P<0.05$). The lowest frictional values were measured for Forever Gold 24K and steel brackets at the angle of 2.8° in combination

Braket / Bracket	Tel / Wire	Tel Çapı / Wire Diameter (inch)	Açı (derece) / Angulation (deg)	Ortalama / Mean (N)	SD
Forever Gold 24K	NITI	0.016	2.8	1.0567	0.08
			4.9	1.3428	0.18
			9.1	2.2278	0.28
			14	3.3568	0.49
	NITI	0.016 x 0.022	2.8	1.2970	0.19
			4.9	2.1868	0.11
			9.1	4.1658	0.32
			14	8.1334	0.35
	SS	0.016	2.8	2.4264	0.69
			4.9	3.6622	0.50
			9.1	7.0190	0.80
			14	7.2786	0.94
SS	0.016 x 0.022	2.8	2.1056	0.22	
		4.9	3.2044	0.53	
		9.1	6.7750	0.58	
		14	10.3144	1.23	

SS: paslanmaz çelik / stainless steel; NITI: nikel-titanyum; SD: standart sapma / standard deviation

Tablo IV. Forever Gold 24K braket-tel çiftlerinde farklı açılarda ölçülen sürtünme kuvvetlerinin ortalama ve standart sapma değerleri

Table IV. The mean and standard deviation values of frictional forces measured for Forever Gold 24K bracket-wire pairs in different angulations.



Tablo V. Açı değerleri sabit tutulduğunda braketler ve teller arasındaki etkileşimler

Açı (derece) / Angle (deg)	Braketler arası etkileşim / Interactions between brackets	Teller arası fark / Interactions between arch wires	Braket-Tel etkileşimi / Interactions between brackets and arch wires
2,8	*	*	*
4,9	*	*	n.s.
9,1	*	*	*
14	*	*	*

Table V. Interactions between brackets and wires when angulations were held constant.

*P<0,05; n.s.: anlamlı değil / nonsignificant

Braket, tel ve açı faktörlerinden her üçünün de ayrı, ayrı ana etkileri istatistiksel olarak anlamlı bulunurken (P<0,05), faktörler arası tüm ikili ve üçlü etkileşimler de (braket-tel, braket-açı, tel-açı, braket-tel-açı) anlamlı bulundu (P<0,05). En düşük sürtünme değeri 2,8°'lik açılardırda Forever Gold 24K braketleri ve çelik braketler için 0,016 inçlik NiTi'da ölçülürken, Forever Gold braketleri için 0,016 x 0,022 inçlik paslanmaz çelik telde kaydedildi. Toplam sürtünme ortalamaları arasındaki farklılıklara bakıldığında, Forever Gold 24K braketleri ve çelik braketler arasında sürtünme değerleri bakımından anlamlı fark bulunmadığı saptanırken (P>0,05), Forever Gold 24K braketleri ve Forever Gold braketleri arasında (P<0,05), ayrıca, Forever Gold braketleri ve çelik braketler (P<0,05) arasında anlamlı fark olduğu görüldü. Sadece 4,9°'de tüm braketler ve teller arasında sürtünme değerleri bakımından bir benzerlik saptandı. Açı değeri sabit tutularak model küçültüldüğünde, braketler ve teller arasında ortaya çıkan etkileşimler Tablo V'te gösterilmiştir.

Varyans homojenlikleri kontrol edildiğinde, çelik braketler için; her dört açı değerinde de varyansın homojen olmadığı saptandı. 2,8°'nin haricinde (P>0,05) diğer üç açı değerlerinde teller arasında sürtünme değerleri bakımından anlamlı bir fark (P<0,05) bulunduğu saptandı. Gold Forever braketleri için; her dört açı değerinde de varyansın homojen olduğu ve tüm açı değerlerinde teller arasında sürtünme değerleri bakımından anlamlı bir fark bulunduğu saptandı (P<0,05). Gold Forever 24K braketleri için ise; 14°'nin haricinde diğer üç açı değerinde varyansın homojen olduğu ve tüm açı değerlerinde teller arasında sürtünme değerleri bakımından anlamlı bir fark bulunduğu saptandı (P<0,05).

TARTIŞMA

Günümüzde, düz tellerin kullanıldığı full ark tekniklerinde telin brakete giriş açısı sür-

with 0.016 inch NiTi, whereas the relevant value for Forever Gold brackets was recorded for 0.016 x 0.022 inch SS. When the differences among the total frictional means were evaluated, it was detected that there was no significant difference between Forever Gold 24K brackets and steel brackets with respect to frictional values (P>0.05) while a significant difference existed between Forever Gold 24K brackets and Forever Gold brackets (P<0.05) as well as between Forever Gold brackets and steel brackets (P<0.05). When a minor model was used by holding the angle value constant, the resultant interactions between brackets and wires occurred as on Table V. Only at the angle of 4.9° there was a similarity in frictional behavior among all bracket types and all arch wire types.

When the variance homogeneities were controlled, variance for steel brackets was found as non-homogeneous at all four angle values. A statistically significant difference was found among wires with respect to frictional values at the remaining three angle values (P<0.05) except for 2.8° (P>0.05). For the Gold Forever brackets, it was found that variance was homogeneous at all individual angle values and there was a significant difference among wires in all angle values with respect to frictional values (P<0.05). As for the Gold Forever 24K brackets however, variance was found as homogeneous at three angle values except for 14°. There was a statistically significant difference among wires in all angle values with respect to frictional values (p<0.05).

DISCUSSION

In contemporary full arch techniques where straight wires are used, the contact angle of the arch wire to the bracket is a feature that affects friction directly. Particularly while working with straightwire brackets where angula-



tünmeyi doğrudan etkileyen bir faktördür. Özellikle, önceden açıldırılmış straightwire braketleri ile çalışırken, ark teli slot içine ilk yerleştirildiği andan itibaren diş hareket etmeye başlamaktadır. Bu esnada braket ve tel arasındaki açıdan kaynaklanan yüksek sürtünme kuvvetleri nedeniyle daha seviyeleme dönemindeyken kolaylıkla ankraj kayıpları ortaya çıkmaktadır. Tel ile braket arasındaki sürtünmenin belirlenmesine yönelik çalışmalarda braket genellikle belli bir açıda sabitlenerek ark teli braket slotu içinden çekilmektedir. Çalışmamızda, iki materyal arasındaki etkileşim sadece tek bir düzlemde test edilmiştir. Böyle bir sistemin bir kısıtlaması, biyolojik ortamı tam olarak taklit edememesidir. Klinik olarak, ağız içinde tel ile braket arasında oluşan sıkışmalar, bir yandan telin katılığı, diğer yandan da dil, dudak ve yanak kaslarının basınçları, bruksizm benzeri kötü alışkanlıklar ve özellikle de çiğneme kuvvetleri gibi fonksiyonel etkilerle kolaylıkla ortadan kalkabilmektedir (6). Bu faktörlere, zaman zaman diş fırçasının teli slot içinde hareket ettirici etkisi de eklenebilir. Buna karşılık, oklüzal çatışmalar ve yaşa bağlı olarak artan kemik ve periodontal doku direnci ve tükürük içindeki proteinlerin çökmesi ile ortaya çıkan yapıştırıcı etki, tel ile braket arasındaki sürtünmenin artmasına neden olabilmektedir (22). Yapılan çalışmalar sürtünmeye neden olan biyolojik değişkenler arasında tükürüğün (15,23-25), yapışan peliküllerin, korozyonun ve dental plağın bulunduğunu göstermiştir (15). Paslanmaz çelik tel kullanıldığında tükürüğün her zaman kaydırıcı bir ortam yaratmadığını (26,27) aksine, telin yüzey gerilimi artırarak adeziv bir etki ile sürtünmeyi daha da artırabileceği gösterilmiştir (14). Ayrıca, suni tükürük ile taze alınmış insan tükürüğü farklı sonuçlar verebilmektedir (28). Bu nedenle, bu in vitro çalışmada tükürüğün kaydırıcı etkisi dikkate alınmamış, kuru bir deneysel ortam tercih edilmiştir. Klinikte çevre doku direnci (retarding force), tel ile braket arasındaki sürtünmeyi etkileyen diğer önemli bir faktördür. Bu direnç arttıkça sürtünmenin de anlamlı düzeyde arttığı çeşitli in vitro çalışmalarla gösterilmiştir (5,15). Braketin üretim tekniğine bağlı olarak slot kenarlarında oluşabilen keskin kenarların ve çapakların da telin slot içindeki hareketi esnasında tel yüzeyini adeta kazıyarak sürtünmenin artmasına

tions are preset, the tooth starts moving immediately after the first placement of the arch wire into the slot. Thus, anchorage loss readily occurs even at leveling period because of the high frictional forces due to the angle between bracket and arch wire. In studies directed towards the determination of the friction between wire and bracket, arch wires are generally pulled from bracket slot where bracket is fixed in a specific angle. In our case, the interaction between the two materials is tested on one dimension. A restriction of such a system is that it cannot imitate the biological environment exactly. According to Frank and Nikolai, the factor that is foremost effective on friction in low angulation values between bracket and wire is the ligature, whereas, in high angulations it is the stiffness of the wire (6). Moreover, the occasional effect of a toothbrush in moving the wire within the slot can be added to these factors. However, occlusive conflicts, increased bone and periodontal resistance depending on the increase in the age as well as the adhesive effect resulting from the precipitation of proteins within the saliva are all able to cause the friction between wire and bracket to increase (22). Previous work has indicated that biological variables causing friction include the presence of saliva (15,23-25), acquired pellicles, corrosion, and plaque (15). Studies have shown that when SS wires are used, saliva may not act as a lubricant (26,27). Instead, saliva may increase the friction and present an adhesive interference, caused by increased surface tension in the wire (14). Additionally, artificial saliva produces different results than whole fresh human saliva (28). Hence, the effect of salivary lubrication was not studied in the present in vitro investigation. We preferred a dry experimental environment. The retarding force is another important factor in clinics that affects the friction between wire and bracket. It was shown in some various in vitro studies that as long as this resistance increased, the friction also increased significantly (5,15). Furthermore, it was also addressed that the sharp edges and burrs that may occur at the slot edges depending on the production technique of the brackets is able to cause the friction to increase by almost scraping the arch wire surface during the move-



neden olabildiği belirtilmektedir (29). Ligatürün cinsi, materyali ve bağlama kuvveti de sürtünme kuvvetleri üzerinde önemli ölçüde etkilidir (6,30). Frank ve Nikolai'e göre, braket ve tel arasındaki düşük açı değerlerinde sürtünme üzerinde baskın faktör ligatürken, yüksek açı değerlerinde telin katılığıdır (6). Bu çalışmaya, sürtünme ile ilgili etkili faktörlerin sadeleştirilmesi amacıyla ligatürleme-faktörü dahil edilmemiştir. Çalışmada kullanılan cihaz, braket ve tel arasındaki açının, salt bu iki materyal arasında ortaya çıkan sürtünme kuvvetleri üzerindeki etkisini belirlemeye yöneliktir. Bu nedenle, çekme işlemi sırasında tellerin braket tabanına temas etmemesi sağlanarak ilave bir sürtünme faktörünün ortaya çıkması önlenmiştir. Braketler sabit, teller ise hareketlidir ve klinik bakımdan en sık tercih edilen ark telleri test edilmiştir. Test sırasında, ark tellerinin düz ve gergin bir şekilde tutulması nedeniyle, telin katılığının sürtünmeye olan etkisinin en aza indirildiği varsayılmıştır. Statik sürtünmeyi aşarak, dinamik sürtünmeye geçişi sağlamak amacıyla tellere 1 mm/dakika'lık bir çekme hızı kesiksiz uygulanmıştır. Braket faktörünü standardize etmek amacıyla ise, aynı firmanın kozmetik amaçlı veya alerjik bünyelerde kullanım alanı bulan altın ve altın görünümündeki braketler ile aynı tipteki paslanmaz çelik braketler tercih edilmiştir.

Ark tellerindeki yüzey pürüzu ve yüzey katılığı braket ve tel arasındaki sürtünme miktarını belirleyici ek bir faktördür (14,15,31). Modern ortodonti mekaniklerinde, seviyeleme amacıyla konvansiyonel looplu çelik arklar yerine düşük yükleme/esneme oranına sahip NiTi veya çok sarımlı çelik teller kullanılmaktadır. NiTi teller üzerinde yapılan çalışmalar, bunlarda yüzey pürüzlülüğünün fazla olması nedeniyle sürtünmede bir artışa neden olabileceklerini göstermiştir (2,7,13,15,32). Ancak, açıldırılmış braketlerle ilgili yeni yapılan araştırmalar NiTi ve SS tellerin sürtünme oranlarında farklılıklar olduğuna işaret etmektedir. Griffiths et al., De Franco et al. ve Tselepsi et al. SS tellerde daha yüksek sürtünme değerleri bildirmektedirler (33-35). Buna karşın, Loftus et al. NiTi ve SS teller arasında istatistiksel bir fark olmadığını göstermiştir (36). 2010 yılında Guerrero et al.'ın açıldırma kullanarak yaptıkları bir araştırmada ise NiTi teller en düşük sürtünme de-

ment of wire within the slot (29). In addition, the type of ligature and binding force is also quite effective on the frictional forces (6,30). According to Frank and Nikolai, the factor that is foremost effective on friction in low angulation values between bracket and wire is the ligature (6). This study did not include the ligature-factor with the purpose of decreasing the effective factors on friction. The device used in this study was employed in order to determine only the effect of the angle between bracket and arch wire on the frictional forces arising in between these two materials. Brackets were fixed while arch wires, mostly preferred in clinics, were movable. An additional frictional factor was eliminated by keeping the arch wire distant from the slot base during drawing. Since the wire was held straight and stretched during the test, it was assumed that the effect of stiffness of the arch wire on the friction was minimized. In order to pass from static friction to dynamic friction, a drawing force with the rate of 1 mm/min. was continuously applied to the wire. To standardize the bracket factor, products of the same manufacturer were preferred. The brackets that are gold or have a "golden appearance" and being used for cosmetic purposes or in allergic bodies were compared with stainless steel brackets of the same type.

The surface roughness and the surface stiffness of arch wires are also among those factors affecting the friction between bracket and arch wire (14,15,31). In modern orthodontic mechanics, NiTi or multi-stranded arch wires with low force/deflection rates are used for leveling rather than the steel arches with conventional loops. However, particularly the studies conducted on NiTi wires indicated that these wires cause high frictions due to the abundance of surface roughness (2,7,13,15,32). More recent studies demonstrate that the frictional behavior of NiTi and SS wires with preadjusted brackets is controversial. Griffiths et al., De Franco et al. and Tselepsi et al. reported increased frictional values for SS (33-35), whereas Loftus et al. showed no significant difference between NiTi and SS (36). In 2010, Guerrero et al. concluded in their study with incorporated angulations that NiTi wires had the lowest mean frictional force values (37). This



ğerlerine sahiptir (37). Bu çalışmanın sonuçları Guerrero et al. ile uyumluluk göstermektedir. Son yıllarda iyon implantasyonu metodu kullanılarak tellerin yüzey katınlıkları artırıldığı ve pürüzlülükleri azaltıldığı daha düşük sürtünme değerlerine kavuştukları vurgulanmaktadır (38,39). Daha pürüzlü bir yüzeye sahip olmalarına karşın, NiTi tellerin daha düşük sürtünme değerleri gösterebilmesinin sebebi, sertlik ve esneklik gibi özelliklerinden dolayı braket ile tel arasında oluşan kilitlenmeyi daha yumuşak bir temas sağlayarak azaltabilmelerinden kaynaklanmaktadır (33,34,40). Bu çalışmada her üç braket tipinde de NiTi alaşımlı ark telleri paslanmaz çelik tellere oranla daha az sürtünme değerleri göstermiştir. Çalışmamızda ortaya çıkan bu fark, deneysel düzenin farklılığı, ligatürlemenin yapılmaması, test edilen braket ve tellerdeki materyal ve çap farklılıkları ve çekme öncesi tellerin sabit bir gerilim altında tutulmuş olması ile açıklanabilir.

Sliding mekaniklerde kritik temas açısı Kusy ve Whitley tarafından tarif edilmiştir (41). Bu araştırmacılar, kritik temas açısını her bir braket-tel kombinasyonuna özgü bir parametre olarak tanımlamaktadır. Bu çalışmada sürtünme, her üç braket tipinde de tüm tellerde açı ile orantılı olarak artış göstermiştir. 4.9°'de sürtünme özellikleri benzerlik gösterdiğinden, kullanılan braketler için bu değer kritik temas açısı olarak değerlendirilmiştir. Açı arttıkça braket ile tel arasındaki sıkışmaya bağlı olarak sürtünme kuvvetleri de artmıştır. Braket angulasyonu arttıkça sürtünmenin de anlamlı bir şekilde arttığına dair elde ettiğimiz bulgu birçok araştırma ile paralellik göstermektedir (2,6,35,42-46). Forever Gold 24K braketleri bütün tel materyallerinde anlamlı düzeyde düşük sürtünme değerleri vermiştir. Bunun temel nedeni, bu braketlerin 24 ayar altın gibi yumuşak bir metal ile kaplanmış olması ve braket yüzeyindeki pürüzler ve çapakların ezilerek daha parlak hale gelmesi ile telin slot içinde ve kanat kenarlarında serbestçe kaymasına izin vermesi şeklinde yorumlanabilir.

Estetik braketler, ortodonti hastalarından gelen yoğun talepler üzerine geliştirilmiş olmalarına rağmen, sürtünme katsayısının yüksekliğinden dolayı ağız içindeki kullanımları kısıtlı kalmıştır. Sürtünme direnci ile ilgili bu problemlerin giderilmesi amacıyla metal

study agrees with the results of Guerrero et al.. Thus, with the purpose of eliminating this problem, recently the ion implantation method is employed to increase the stiffness and also to decrease the surface roughness (38,39). Despite the rougher surfaces of NiTi wires, they can produce lower friction, because of other properties such as hardness and deflection of the wire help to create softer contacts and decrease binding (33,34,40). In this study, the frictional forces created by NITI arch wires were also found to be lower than SS wires in all three bracket types. This dissimilarity may be explained furthermore with the experimental design, the non-ligational method, the differences in materials and dimensions of brackets and wires and besides, the arch wires where under stable strain during sliding test in our study.

The significance of the critical contact angle in sliding mechanics was described by Kusy and Whitley (41). They determined that the critical contact angle is a parameter specific to each arch wire-bracket combination. In this study, the friction demonstrated an increase proportional to the used angulations for all arch wires in all three bracket types. Since frictional behaviors were similar at 4.9°, this was considered as critical angle for these bracket types. As long as the angle increased, the frictional forces depending on the compression between bracket and wire also increased. The finding that increases in bracket tip significantly increased friction agrees with a number of other studies (2,6,35,42-46). The Forever Gold 24K brackets gave significantly lower frictional values in all arch wire combinations. The basic reason for this may be commented such as this bracket is plated with a noble and soft metal like 24-karat fine gold and it lets the wire freely slide within the slot.

Esthetic brackets were originally introduced because of increasing demands from orthodontic patients. But, their high coefficient of friction has limited their use. In an attempt to improve the problems associated with frictional resistance, combination brackets were produced, in which metal slots were inserted (47). In a comparison of esthetic brackets with gold and metal inserts in wet state Rajakulendran and Jones concluded that these brackets have



(SS) slot-insert taşıyan kombinasyon braketleri üretilmeye başlanmıştır (47). Paslanmaz çelik ve altın insert taşıyan estetik braketleri bir-biri ile karşılaştıran ıslak ortamlı bir çalışmada Rajakulendran ve Jones bu iki braket tipinin statik sürtünme direnci bakımından benzer özellikler gösterdiğini belirtmişlerdir (21). Ancak, Kusy ve Whitley 18 ayar altın insert taşıyan estetik braketlerin kuru ortamda paslanmaz çelik insertlere oranla çok daha üstün olduklarını belirterek, aksi bir görüş bildirmişlerdir (20). Paslanmaz çelik insert'li bir braket ve iki farklı tip çelik braket ile karşılaştırıldığında, altın insert'li braketler, ölçülen tüm ikinci düzen angulasyonlarında en düşük sürtünme değerlerini göstermiştir, ligatür ile bağlandıktan sonra dahi. Bu araştırmacılar 18 ayar altının bu karakteristik özelliğini, oksitlenmeyen bir yüzeyin varlığına bağlamışlardır (20). Paslanmaz çelik alaşımlarda kromoksit tabakası atmosferik nem veya tükürük ile reaksiyona girer ve yüzey gerilimini değiştirerek adeziv bir etki yaratır (22). Bize göre, oksitlenmeyen bir yüzey karakteristiğinin yanında, 24 ayar altının esneklik modülü paslanmaz çeliğe göre daha yüksektir, böylelikle, ark teli slot içerisinden ve kanat kenarlarından geçerken braket yüzeyindeki pürüzleri ve çapakları ezerek daha parlak ve kaygan hale getirir ve kendisi daha serbestçe kayar. Altın ve altın alaşımlarının tribolojik özellikleri bir-biriyle ilişkili birden fazla faktöre bağlıdır. Kaplama yöntemi (elektrodepozisyon, vakum evaporasyon veya sputtering, iyon implantasyonu), kaplamanın alt tabakaya adezyonu, kaplanan filmin kalınlığı (5-20 µm), sürtünen metalin cinsi, çevre (oksitleyici tabakanın olmaması), ısı, altına ilave edilen alaşım metalleri ve altın ile diğer metaller arasındaki adezyon sürtünme stresi etkisindeki bir altın kaplamanın dayanıklılığı ve etkinliği için dikkate alınması gereken önemli unsurlardır (19). Sürtünme direncinin azaltılmasının klinik açıdan anlamı, dişlerin seviyelenmesi için gereken sürenin kısılması ve fazla ankraja gereksinim olmadan boşlukların daha hızlı kapatılmasıdır. Altının braket ve ark teli arasındaki sürtünmeyi azaltmadaki potansiyel etkisi bu çalışmada elde edilen sonuçlardan daha da fazla olabilir. Bu nedenle, yeni araştırmalar ile altın ve altın alaşımlarının üstün tribolojik niteliğinden faydalanılarak braketlerin morfolojik özellikleri geliştirilmelidir.

similar static frictional resistance to sliding (21). Whereas Kusy and Whitley stated controversy, that in the dry state, esthetic brackets with 18-karat gold slot inserts appear superior to stainless steel inserts (20). They showed the lowest resistance to sliding regardless of the second-order angulations, when compared with another metal-insert esthetic bracket and 2 stainless steel brackets, even when ligated. They attributed this characteristic to the presence of a nonoxidizing surface of 18-karat gold. In SS alloys the reaction of chromium oxide layer with atmospheric humidity or saliva can modify their surface tension and consequently producing an adhesive effect (22). According to us, additionally to the nonoxidizing surface characteristic, the modulus of resilience of 24-karat gold is higher so that the wire can slide freely within the slot due to the reason that surface edges becomes more shiny since roughness and burrs are crushed. The tribological properties of gold and gold alloy coatings depend upon many factors of which some are interrelated. Method of deposition (electrodeposition, vacuum evaporation or sputtering, ion plating), adhesion of the film to the substrate, film thickness (5-20 µm), sliding metals combination, environment (absence oxide films), temperature, alloying additions to gold and adhesion between gold and other metals are important considerations in governing the durability and strength of a gold film under frictional stress (19). The clinical advantage of reduced resistance to sliding should be a reduction in the amount of time to align the teeth and close spaces with conservation of the anchorage. Gold might be capable of better performance in reducing the friction than indicated by the present study. Thus, further investigation is needed to imply and to improve the tribological properties of gold and gold alloy coatings in brackets' morphology.

CONCLUSIONS

- 1- Bracket type, arch wire, and second-order angulations were effective on frictional forces. In the same bracket type, when the arch wire diameter is held constant, frictional force values raised linearly as the angulations increased.



SONUÇ

- 1- Braket tipi, ark teli ve açılma faktörleri sürtünme kuvvetleri üzerinde etkilidir. Aynı braket tipinde telin çapı sabit tutulduğunda açılma arttıkça, sürtünme değeri de doğrusal olarak artmaktadır.
- 2- NiTi ark telleri SS tellere göre en düşük ortalama sürtünme değeri göstermektedir.
- 3- Forever Gold 24K braketleri (24 ayar altın kaplama) test edilen NiTi tellerle sürtünme kuvvetleri bakımından diğer iki braket tipinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük sürtünme değerlerine sahiptir.
- 4- Forever Gold 24K braketleri ile paslanmaz çelik braketler toplam ortalama sürtünme direnci bakımından benzer özellik gösterirken, zirkonia ile kaplı olan altın görünümündeki Forever Gold braketleri sürtünme değerleri bakımından diğer iki braket tipinden farklılık göstermektedir ve dört farklı açılımda da hem NiTi, hem de SS ark tellerinde en yüksek sürtünme değerlerini sergilemiştir.
- 5- Metal braketlerde slotların 24 ayar altın ile kaplanması veya estetik braketlere 24 ayar altın insert'lerin yerleştirilmesi özellikle seviyelendirme aşamalarında sürtünme kuvvetlerini önemli ölçüde azaltabilir.

TEŞEKKÜR

Bu çalışmaya katkılarından dolayı American Orthodontics firmasına ve Ege Üniversitesi Tekstil Araştırma Uygulama Merkezi Başkanlığı'na ve laboratuvar personeline teşekkürlerimizi sunarız.

- 2- NiTi arch wires revealed the lowest mean frictional force values in contrast to SS arch wires.
- 3- The Forever Gold 24K brackets (24-karat fine gold plated) showed significant lower values in combination with NiTi arch wires than the other two bracket types in terms of frictional forces.
- 4- Forever Gold 24K and stainless steel brackets demonstrated similar characteristics in total mean frictional resistance while, Forever Gold brackets which are plated with zirconia having a gold appearance exhibited difference from the other two bracket types and had the highest frictional force values for NiTi as well as for SS arch wires in all four angulations.
- 5- It should be considered that 24 carat fine gold plated bracket slots in metal brackets or slot inserts in esthetic brackets could be effective in reducing frictional forces particularly during leveling stages.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors express their gratitude to the American Orthodontics Co. and the Chairmanship of the Textile Investigation and Application Center at the Ege University and its laboratory staff for their contributions to our study.

KAYNAKLAR/REFERENCES

1. Proffit WR, Fields WH. Contemporary Orthodontics. The C.V. Mosby Company, St.Louis-Toronto-London, 1986.
2. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop 96:249-54, 1989.
3. Articulo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop 115:39-51, 1999.
4. Proffit WR, Fields HW. Contemporary orthodontics. Mosby Year Book Inc., St. Louis, 2000.
5. Yamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y. A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofac Orthop 109:50-6, 1996.
6. Frank CA, Nikolai RJ. A Comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and archwire. Am J Orthod Dentofac Orthop 78:593-609, 1980.
7. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MD Jr, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofac Orthop 98:117-26, 1990.
8. Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise archwire. Am J Orthod Dentofac Orthop 90:199-203, 1986.
9. Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for archwires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. Am J Orthod Dentofac Orthop 98:300-12, 1990.
10. Baker KL, Nieberg LG, Welmer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. Am J Orthod Dentofac Orthop 91:316-20, 1987.
11. Huffman DJ, Way DC. A clinical evaluation of tooth movement along archwires of two different sizes. Am J Orthod Dentofac Orthop 83:453-9, 1983.



12. Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 97:219-28, 1990.
13. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 13:322-8, 1991.
14. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod* 58:33-45, 1988.
15. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 96:397-404, 1989.
16. Burstone CJ, Frazin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion Implantation. *J Clin Orthod* 29:453-61, 1998.
17. Vaughan JL, Duncanson Jr MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 107:20-7, 1995.
18. Husmann P, Bourauel C, Wessinger M, Jäger A. The frictional behavior of coated guiding archwires. *J Orofac Orthop* 63:199-211, 2002.
19. Miyakawa Y. Friction and wear performance of gold and gold alloy films. *The Journal of Gold Science, Technology and Applications (Gold Bulletin)* 13(1):21-30, 1980.
20. 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* 71:364-74, 2001.
21. Rajakulendran J, Jones S. Static frictional resistances of polycrystalline ceramic brackets with metal slot inserts. *Aust Orthod J* 22(2):147-52, 2006.
22. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod* 61:293-302, 1991.
23. Kusy RP, Whitley JQ. Resistance to sliding of orthodontic appliances in the dry and wet states: influence of archwire alloy, interbracket distance and bracket engagement. *J Biomed Mater Res.* 52:797-811, 2000.
24. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 120:361-70, 2001.
25. 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 Dentofac Orthop* 121:472-82, 2002.
26. Mendes K, Rossouw PE. Friction: validation of manufacturer's claim. *Semin Orthod* 9:236-50, 2003.
27. Smith DV, Rossouw PE, Watson P. Quantified simulation of canine retraction: evaluation of frictional resistance. *Semin Orthod* 9:262-80, 2003.
28. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of fluid media on the frictional coefficients in orthodontic sliding. *Semin Orthod* 9:281-9, 2003.
29. Tosun Y. Sabit ortodontik aparatların biyomekanik prensipleri. Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir, 1999.
30. Riley JL, Garrett SG, Moon PC. Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets. *J Dent Res* 58:A21, 1979.
31. Mokhtar MC. The effect of hardness on the frictional behaviour of metals. *Wear* 78:297-304, 1982.
32. Tosun Y, Erdinç AME, Dinçer. Tel çapı, materyali, stiffness ve tel ile braket arasındaki açının sürtünme kuvvetleri üzerine etkisi. *Türk Ortodonti Derg* 17(1):63-74, 2004.
33. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 127:670-5, 2005.
34. De Franco D, Spiller RE, Frauenhofer JAV. Frictional resistance using Teflon-coated ligatures with various bracket-arch-wire combinations. *Angle Orthod* 65:63-74, 1995.
35. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:131-8, 1994.
36. Loftus BP, Artun J, Nicholls JJ, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 116:336-45, 1999.
37. Guerrero AP, Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. *Braz Oral Res* 24(1):40-5, 2010.
38. Wichelhaus A, Geserick M, Hibst R, Sander FG. The effect of surface treatment and clinical use on friction in NiTi orthodontic wires. *Dent Mater* 21:938-45, 2005.
39. Tobin EJ, Kusy RP, Sioshansi P, Whitley JQ. Ion implantation of γ -Ti orthodontic archwires for friction, paper presented at "Surface modification of metals by ion beams-91 (SM21B)". Washington D.C., July 15-19, 1991.
40. Rucker BK, Kusy RP. Resistance to sliding of stainless steel multistranded archwires and comparison with singlestranded leveling wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122:73-83, 2002.
41. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of arch wire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angle for binding. *Eur J Orthod* 21:199-208, 1999.
42. Loftus BP, Artun J. A model for evaluating friction during orthodontic tooth movement. *Eur J Orthod* 23:253-61, 2001.
43. Kusy RP, O'Grady PW. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part II-the active configuration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 118:675-84, 2000.
44. Peterson L, Spencer R, Andreasen G. A comparison of friction resistance for nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets. *Quintessence Int* 13:563-71, 1982.
45. Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122:295-305, 2002.
46. Hamdan A, Rock P. The effect of different combinations of tip and torque on archwire/bracket friction. *Eur J Orthod* 30:508-14, 2008.
47. Cha J-Y, Kim K-S, Hwang C-J. Friction of conventional and silica-insert ceramic brackets in various bracket-wire combinations. *Angle Orthod* 77:100-7, 2007.