

The Frictional Behavior of Coated Guiding Archwires

Das Reibungsverhalten beschichteter Führungsbögen

Pamela Husmann¹, Christoph Bourauel¹, Michael Wessinger², Andreas Jäger¹

Abstract

Background: The vast range of orthodontic wires made of different alloys makes it increasingly difficult for orthodontists to judge them. Coated orthodontic wires form a group of innovative guiding archwires.

Material and Methods: In the present in vitro study the frictional behavior of eight coated wires of different dimensions was investigated in archwire-guided canine retraction in the upper jaw. For this purpose five superelastic nickel titanium alloy wires (Titanol® Low Force River Finish Gold and Gold 2: Forestadent®, Pforzheim Germany; Titanol® Superelastic tooth colored: Forestadent®, Pforzheim Germany; BioForce Sentalloy Ionguard™: GAC, Central Islip, NY, USA; NITI Imagination™: GAC, Central Islip, NY, USA), two β -titanium wires (TMA® Low Friction Ionguard: Ormco, Glendora, CA, USA; TMA® Low Friction Ionguard Purple: Ormco, Glendora, CA, USA), and one steel wire (Stainless steel Imagination™: GAC, Central Islip, NY, USA) were selected. The coatings were made of Teflon® or polyethylene, and by ion implantation. Three uncoated archwires (Rematitan® Lite Dimple: Dentaureum, Pforzheim, German; Titanol® Low Force River Finish: Forestadent®, Pforzheim, Germany; BioForce Sentalloy™: GAC, Central Islip, NY, USA) were used for comparison purposes. The force losses due to friction were measured using the Orthodontic Measurement and Simulation System (OMSS).

Results: The results indicated that all coatings can reduce frictional losses compared with an uncoated reference wire by the same manufacturer. Measured frictional losses ranged from 48.3–6.1%, with the Teflon® coatings reducing the frictional losses to less than 10% in some cases.

Conclusion: An unequivocal correlation between the surface roughness and frictional forces of the wires could not be verified by scanning electron microscopy.

Key Words: Tooth movement · Simulation · Guiding archwire · Coating · Biomechanics

Zusammenfassung

Hintergrund: Die Vielzahl an orthodontischen Drähten aus diversen Legierungen macht es dem Kieferorthopäden immer schwerer, sie zu beurteilen. Eine Gruppe von neu angebotenen Führungsbögen stellen die beschichteten orthodontischen Drähte dar.

Material und Methode: In der vorliegenden In-vitro-Studie wurde das Reibungsverhalten von acht beschichteten Drähten unterschiedlicher Dimension bei der bogengeführten Eckzahnretraktion im Oberkiefer untersucht. Neben fünf Nickel-Titan-Drähten (Titanol® Low Force River Finish Gold und Gold 2: Fa. Forestadent®; Titanol® Superelastic zahnfarben: Fa. Forestadent®; BioForce Sentalloy Ionguard™: Fa. GAC; NiTi Imagination™: Fa. GAC) wurden zwei β -Titan- (TMA Low Friction Ionguard: Fa. Ormco; TMA Low Friction Ionguard Purple: Fa. Ormco) und ein Stahl-draht (Stainless Steel Imagination™: Fa. GAC) ausgewählt. Die Beschichtungen bestanden aus Teflon®, Polyethylen oder Ionenimplantation. Als Referenz wurden drei unbeschichtete Drähte (Rematitan® Lite Dimple: Fa. Dentaureum; Titanol® Low Force River Finish: Fa. Forestadent®; BioForce Sentalloy™: Fa. GAC) in die Untersuchung einbezogen. Die Reibungsverluste wurden mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS) bestimmt.

Ergebnisse: Die Ergebnisse zeigten, dass alle Beschichtungen, verglichen mit einem unbeschichteten Referenzdraht desselben Herstellers, eine Reduktion der Reibungsverluste bewirken. Die gemessenen Reibungsverluste lagen zwischen 48,3% und 6,1%, wobei bei Teflon®-Beschichtungen der Reibungsverlust zum Teil auf unter 10% sank.

Schlussfolgerung: Ein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Oberflächenrauheit und den Friktionswerten der Drähte konnte anhand von rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen nicht bestätigt werden.

Schlüsselwörter: Reibung · Zahnbewegung · Simulation · Führungsbogen · Beschichtung · Biomechanik

¹ Department of Orthodontics, University of Bonn, Germany,
² Forestadent®, Pforzheim, Germany.

Received: January 31, 2000; accepted: November 16, 2001

Introduction

In many cases occlusal discrepancy can be treated with multiband/multibracket appliances, in which orthodontic wires form an important technical element. Among other things they store the applied energy as elastic deformation and transfer it subsequently to the teeth. In addition, in various fixed appliance techniques the teeth are moved along a guiding archwire in mesial or distal direction. This prevents undesired tipping or rotation of the tooth but entails the loss of up to 50% of the applied force due to friction. In a variety of experimental setups the influence of bracket material, bracket width, ligature, archwire material and cross section, applied force, and surface characteristics of bracket and archwire on friction have been investigated. For some time, various manufacturers have been offering archwires with different types of coating. The aim of the present investigation was to determine the influence of such coatings on the frictional behavior of the wires.

Survey of the Literature

In the meantime, many publications have dealt with the problem of friction in archwire-guided tooth movement. Investigations of factors influencing the frictional behavior have shown that a small bracket width in archwire-guided tooth movement leads faster to angulation between bracket and wire and thus to elevated friction values [8, 9, 25, 26]. This correlation has been confirmed in tests using preset angulation [1, 12, 19]. Furthermore, the friction is determined by the type of ligature and by the ligaturing procedure. Steel ligatures generate higher friction than elastic ligatures [22]. Frank & Nikolai [12] reported increased friction with increased ligature pressure.

The friction is also increased with increasing cross section of the guiding archwire [1, 6, 8, 12, 21, 27], with the vertical wire cross section being crucial to frictional behavior [8, 9]. Ogata et al [18] and Vaughan et al [27] found that rectangular wires generate higher friction than comparable round wires. However, they have the advantage of offering a control option not only in two but in all three dimensions [13]. In addition the friction losses also depend on the alloy used in the inserted archwire. Steel wires generate less friction than wires made from nickel titanium alloys. The friction values for β -titanium wires are higher than those of nickel titanium wires [23]. Drescher et al [8, 9, 22] reported a correlation between the surface roughness of guiding archwires and their frictional behavior, stating that a rougher surface leads to increasing friction values. Similar correlations relating to wire surface, wire material and friction were also reported by Kusy et al [15, 16].

Coating or refining the wire surface has an influence on frictional behavior. Compared with the original wire, this creates a modified surface which can influence not only friction but also the esthetics, corrosive properties,

Einleitung

In vielen Fällen lässt sich eine Fehlstellung der Zähne durch den Einsatz von Multiband/Multibracket-Apparaturen behandeln. Ein wichtiges technisches Element dieser Apparaturen sind die orthodontischen Drähte. Sie speichern unter anderem die eingebrachte Energie in Form elastischer Deformation und übertragen sie anschließend auf die Zähne. In verschiedenen Multiband/Multibracket-Techniken werden die Zähne zudem entlang eines Führungsbogens in mesialer oder distaler Richtung bewegt. Dies vermeidet unerwünschte Kippungen und Rotationen des Zahns, wobei jedoch ein Teil der eingesetzten Kraft durch Friktion verloren geht. Dieser Kraftverlust kann bis zu 50% betragen. In zahlreichen Versuchsanordnungen wurde der Einfluss des Bracketmaterials, der Bracketbreite, der Ligatur, des Bogenmaterials, des Bogenquerschnitts, der angelegten Kraft sowie der Oberflächenbeschaffenheit von Bracket und Bogen auf die Friktion untersucht. Seit einiger Zeit werden von verschiedenen Herstellern unterschiedliche beschichtete Bögen angeboten. Das Ziel dieser Untersuchung war es, den Einfluss dieser Beschichtungen auf das Reibungsverhalten der Drähte festzustellen.

Literaturüberblick

Mittlerweile liegt eine große Zahl von Arbeiten vor, die sich mit dem Problem der Reibung bei der bogengeführten Zahnbewegung beschäftigen. Untersuchungen über die Einflüsse auf das Reibungsverhalten zeigten, dass eine geringe Bracketbreite bei der bogengeführten Zahnbewegung schneller zu einer Angulation zwischen Bracket und Draht und dadurch zu erhöhten Friktionswerten führt [8, 9, 25, 26]. Dieser Zusammenhang wurde bei Versuchen mit fest eingestellter Angulation bestätigt [1, 12, 19]. Weiterhin wird die Reibung von der Art der Ligatur und dem Ligierungsvorgang bestimmt. Stahlligaturen erzeugen eine höhere Friktion als Alastik-Ligaturen [22]. Frank & Nikolai [12] beschrieben eine Zunahme der Friktion bei einem Anstieg des Ligaturendrucks.

Die Friktion wird ebenfalls durch eine Zunahme des Führungsbogenquerschnitts erhöht [1, 6, 8, 12, 21, 27]. Dabei ist der vertikale Drahtquerschnitt für das Friktionsverhalten entscheidend [8, 9]. Ogata et al [18] sowie Vaughan et al [27] stellten fest, dass rechteckige Führungsdrähte eine größere Friktion erzeugen als vergleichbare runde Drähte. Sie haben jedoch den Vorteil, eine Kontrollmöglichkeit nicht nur in zwei, sondern in allen drei Ebenen zu bieten [13].

Daneben hängen die Reibungsverluste auch von der Drahtlegierung des eingesetzten Bogens ab. Stahldrähte erzeugen weniger Friktion als Drähte aus Nickel-Titan-Legierungen. Die Friktionswerte für β -Titan-Drähte liegen über denen von Nickel-Titan-Drähten [23]. Drescher et al. [8, 9, 22] fanden einen Zusammenhang zwischen der Oberflächenrauheit von Führungsbögen und ihrem Reibungsverhalten. Sie stellten fest, dass eine rauhere Oberfläche zu ei-

and mechanical durability of the wires. The coatings and surface refinement processes under investigation are outlined below.

With ion implantation a substrate is refined by ionized atoms, adhering to the high-energy, positively charged radicals of the coating material through a negative loading. The radicals penetrate the substrate surface and bind with the substrate. It is thus not a coating but a permanent modification of the surface composition that is produced.

Using a similar physical effect, the surface can be supercleaned and purpose-modified by plasma treatment with oxygen. As a first step, any microcontamination remaining in the wire surface is oxidized and roughness peaks are eliminated by high-energy oxygen radicals. Titanium atoms subsequently bind with oxygen to form titanium oxide, which improves the sliding characteristics in addition. Ethylene added to the ongoing process is also ionized and deposited on the substrate in the form of polyethylene. This precipitation occurs primarily in depressions and roughness valleys, resulting in further leveling and smoothing of the surface. This surface smoothing and the reduction in mini-corrosion elements should certainly have a positive impact on corrosion properties.

Teflon® coatings are usually applied in an atomizing process with purpose-cleaned compressed air as the transport medium for the atomized Teflon® particles. The layer has a typical thickness of 20–25 µm and is tooth-colored. After being heat-processed in a chamber furnace the layer has a closed, finely structured surface with excellent sliding properties and adequate adherence to the substrate.

Material and Methods

Eight coated and three uncoated archwires with different cross sections and in routine use in the orthodontic practice were selected for the investigation. The uncoated wires served for reference purposes. The selected wires, their surface modification, and the coding used are listed in Table 1 in alphabetical order of brand names. Because of the different dimensions of the guiding archwires investigated, the selected canine brackets (Discovery® Edgewise Bracket, stainless steel, upper right canine: Dentaforum, Pforzheim, Germany) were used in two dimensions: 0.018" and 0.022" slot.

Before the wires were used for further investigation, their surfaces were documented in the form of scanning electron microscopic images. These served for comparison of the surface structure with the friction loss of the wires.

The friction loss of the wires was investigated in a two-tooth model simulating canine retraction. However, the nickel titanium wires used were archwires applied primarily in the leveling phase. In this phase too, it is of utmost importance for the wire to slide unimpeded, i.e. without high friction loss, through the bracket slot. Since determi-

ner Zunahme der Friktionswerte führte. Ähnliche Zusammenhänge bezüglich der Drahtoberfläche, dem Drahtmaterial und der Reibung wurden auch von Kusy et al. [15, 16] berichtet.

Eine Beschichtung oder Oberflächenvergütung der Drahtoberfläche hat einen Einfluss auf das Reibungsverhalten. Im Vergleich zum ursprünglichen Draht wird hier eine veränderte Oberfläche geschaffen, die neben der Friktion auch die Ästhetik, das Korrosionsverhalten sowie die mechanische Dauerbelastbarkeit der Drähte beeinflussen kann. Im Folgenden werden die untersuchten Beschichtungen bzw. Verfahren zur Oberflächenvergütung kurz erläutert.

Bei der Ionenimplantation wird ein Substrat durch ionisierte Atome vergütet. Dabei zieht es durch eine negative Ladung die hochenergetischen und positiv geladenen Radikale des Beschichtungsmaterials an. Diese dringen in die Substratoberfläche ein und verbinden sich mit dem Substrat. Es findet also keine Beschichtung, sondern eine bleibende Änderung der Oberflächenzusammensetzung statt.

Durch einen ähnlichen physikalischen Effekt lässt sich durch Plasmabehandlung mit Sauerstoff die Oberfläche feinstreinigen und gezielt modifizieren. Durch die sehr energiereichen Sauerstoffradikale werden zunächst noch verbliebene Mikroverunreinigungen in der Drahtoberfläche oxidiert und Rauheitsspitzen in der Mikrostruktur abgetragen. Titanatome verbinden sich dann mit Sauerstoff zu Titanoxid, was die Gleiteigenschaften zusätzlich verbessert. Führt man nun dem laufenden Prozess Ethylen hinzu, wird auch dieses ionisiert und auf dem Substrat als Polyethylen abgeschieden. Diese Abscheidung erfolgt vornehmlich in Vertiefungen und Rauheitstälern, sodass eine weitere Einebnung und Glättung der Oberfläche erfolgt. Die Glättung der Oberfläche und die Reduzierung von Mini-Korrosionselementen sollte sich auch positiv auf das Korrosionsverhalten auswirken.

Der Auftrag von Teflon®-Beschichtungen erfolgt üblicherweise in einem Mikrosprühverfahren mit spezialgereinigter Druckluft als Transportmedium für die hochfein verdrühten Teflon®-Partikel. Die Schicht hat typischerweise eine Dicke von 20–25 µm und ist zahnfarben eingefärbt. Nach einem Einbrennen im Kammerofen weist die Schicht eine geschlossene, feinporige Oberfläche mit hervorragenden Gleiteigenschaften und einer ausreichenden Haftung auf dem Substrat auf.

Material und Methode

Es wurden acht beschichtete und drei unbeschichtete Drahtbögen mit unterschiedlichem Querschnitt, die in der kieferorthopädischen Praxis verwendet werden, für die Untersuchung ausgewählt. Die unbeschichteten Drähte dienten als Referenz. Die ausgewählten Drähte, ihre Oberflächenmodifikation und die verwendete Kurzbezeichnung sind in Tabelle 1 alphabetisch nach Firmenname aufgeführt. Aufgrund der verschiedenen Abmessungen der un-

Table 1. Specifications of investigated wires.**Tabelle 1.** Zusammenstellung der untersuchten Drahtbögen.

Supplier	Product name	Size [mm ²]	Coating	Coding
Dentaurum	Rematitan® Lite Dimple	0.46 × 0.64	Uncoated	DRLD
Forestadent®	Titanol® River Finish	0.46 × 0.64 0.41 × 0.56	Uncoated, polished	FTRF FTRF 16
Forestadent®	Titanol® River Finish Gold	0.46 × 0.64 0.41 × 0.56	Thermoplastic solidification in oxygen, ion implantation	FTG FTG 16
Forestadent®	Titanol® River Finish Gold 2	0.46 × 0.64 0.41 × 0.56	Thermoplastic solidification with additional ethylene feeding	FTG2 FTG2 16
Forestadent®	Titanol® Superelastic tooth colored	0.46 × 0.61	Teflon®	FTSZ
GAC	BioForce Sentalloy™	0.46 × 0.64	Uncoated	GBS
GAC	BioForce Sentalloy Ionguard™	0.46 × 0.64	Ion implantation	GBSI
GAC	NiTi Imagination™	0.46 × 0.61	Teflon®	GNTI
GAC	Stainless steel Imagination™	0.46 × 0.61	Teflon®	GSSI
Ormco	TMA® Low Friction Ionguard	0.41 × 0.56	Ion implantation	TMAI
Ormco	TMA® Low Friction Ionguard (Purple)	0.41 × 0.56	Ion implantation	TMAP

nation of friction values in simulated leveling is confronted with metrological problems on the one hand and an extensive leveling procedure would lead to plastic deformation of the steel wire on the other, canine retraction was selected for determination of the friction values. This method also allows for comparison with investigations by other authors. In addition, the results from the friction measurements in canine retraction were to provide information on friction losses in the course of leveling.

The set-up and the application of the Orthodontic Measurement and Simulation System (OMSS) used in this investigation have been described in detail by various authors [2, 3, 10, 23] and are therefore only outlined here. It is an experimental set-up consisting of two computer controlled measuring tables which can be moved independently of each other. As shown in Figure 1, both tables have a torque/force sensor (3-D sensor) and a motorized positioning table adjustable in six axes. The OMSS software allows the forces and moments acting on each of the two sensors to be measured separately. The resulting tooth movement is calculated from the measured forces and torques by a mathematical model, and this movement, divided into small increments, is executed by the positioning tables. The measuring process is repeated until a preset limit, in this case 200 increments, is reached. In each of these 200 increments, the changed position of the canine is taken into account in the calculation.

The friction measurements require only one measuring table, on which the canine bracket is fixed by means of a cantilever. This corresponds to the tooth to be retracted (Figure 2), whose position is changed in the course of the

untersuchten Führungsbögen wurden die ausgewählten Eckzahnbrackets (Discovery® Edgewise Bracket, Stahl, OK 3er, rechts; Fa. Dentaurum, Pforzheim) in zwei Dimensionen (0.018"- und 0.022"-Slot) verwendet.

Zur Dokumentation der Drahtoberflächen wurden von den Drähten vor der weiteren Untersuchung rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen erstellt. Sie dienen einem Vergleich der Oberflächenstruktur mit den Reibungsergebnissen der Drähte.

Der Reibungsverlust der Drähte wurde an einem Zwei-Zahn-Modell bei der simulierten Eckzahnretraktion untersucht. Bei den Nickel-Titan-Drähten handelt es sich jedoch um Bögen, die zum überwiegenden Teil in der Nivellierungsphase eingesetzt werden. Auch im Rahmen einer Nivellierung ist es von größter Wichtigkeit, dass ein Draht ungehindert, das heißt also ohne hohen Reibungsverlust, durch den Bracketslot gleitet. Da zum einen die Bestimmung von Reibungswerten bei einer simulierten Nivellierung auf messtechnische Probleme stößt, zum anderen eine Nivellierung größeren Ausmaßes zu plastischer Deformation des Stahlbogens führen würde, wurde die Eckzahnretraktion zur Bestimmung der Reibungswerte gewählt. Dieses Vorgehen stellt auch sicher, dass ein Vergleich mit den Untersuchungen anderer Autoren möglich ist. Die Ergebnisse aus den Reibungsmessungen bei Eckzahnretraktion sollten zudem Aussagen zu Reibungsverlusten im Verlauf einer Nivellierung erlauben.

Der Aufbau und die Anwendung des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (OMSS), das für diese Untersuchung verwendet wurde, ist in verschiedenen wissenschaftlichen Veröffentlichungen ausführlich beschrieben

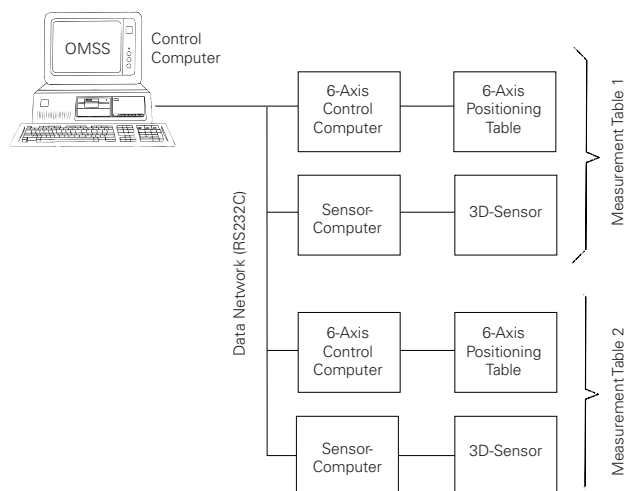


Figure 1. Diagram of the OMSS with its two measuring tables each consisting of a 6-axis-positioning table and a 3-D sensor (torque/force sensor), both computer controlled.

Abbildung 1. Schematischer Aufbau des OMSS mit seinen zwei Messtischen, jeweils bestehend aus einem computergesteuerten Sechs-Achsen-Verstellstisch und einem rechnergesteuerten 3-D-Sensor (Drehmoment/Kraft-Sensor).

measuring procedure by means of the positioning table. With reference to the typical geometry of a canine, the position of the center of resistance in buccal view was set at 8.5 mm below the bracket and in occlusal view at 4.5 mm to lingual. The sensor of the second measuring table was used to determine the activating force applied by a pre-expanded nickel titanium closed coil spring (Sentalloy™, 1 N; GAC, Central Islip, NY, USA).

For the experiments two partly toothed upper jaw Frasaco models (Franz Sachs & Co. GmbH, Tettang, Germany) were used. The brackets were fixed to the teeth, and the archwires were mounted upright in wax and completely leveled. For stabilization purposes the teeth were blocked lingually, so that the wire samples could be ligatured without difficulty into the model. Ten samples of each wire type were inserted in succession into the Frasaco model using 0.010" steel ligatures. Each sample was aligned with the model in the OMSS in such a way that the guiding wire could be readily ligatured into the canine bracket. A 0.010" steel ligature was used for this purpose too. In standard application, steel ligatures produce high friction values and thus prevent effective tooth movement. When a tooth is to be moved, the steel ligature has therefore to be released at the end by reverse rotation by about 90–180° [22].

Each sample prepared in this way was then tested five times. The OMSS control program registers the applied force of the nickel titanium closed coil spring as well as the orthodontic force acting on the canine. From these data the friction loss can then be determined analytically. The result is the percentage of friction loss for each increment

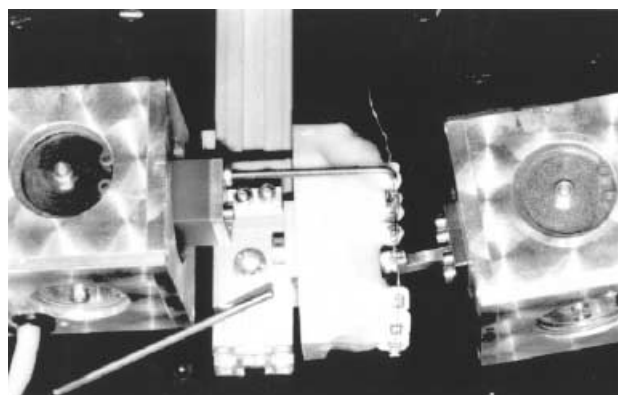


Figure 2. Partial view of the OMSS with two torque/force sensors. Sensor 1 (left) is equipped with a cantilever to simulate the tooth to be retracted. The NiTi closed coil spring is fixed by a cantilever at sensor 2 (right). A Frasaco model with a ligatured wire is seen at the center of the figure.

Abbildung 2. Teilansicht des OMSS mit zwei Drehmoment/Kraft-Sensoren. Sensor 1 (links) ist mit einem Ausleger versehen und simuliert den zu retrahierenden Zahn. An Sensor 2 (rechts) ist über einen Ausleger die NiTi-Feder befestigt. In der Bildmitte ist ein Frasaco-Modell mit einligiertem Draht zu sehen.

worden [2, 3, 10, 23] und wird hier nur kurz erläutert. Es handelt sich um einen Messaufbau bestehend aus zwei rechnergesteuerten Messtischen. Die Messtische können unabhängig voneinander bewegt werden. Wie in Abbildung 1 ersichtlich, verfügen beide Messtische über einen Drehmoment/Kraft-Sensor (3-D-Sensor) und einen motorisch betriebenen, in sechs Achsen bewegbaren Verstellstisch. Mit Hilfe des Computerprogramms OMSS kann die an jedem der beiden Sensoren angreifende Kraft getrennt erfasst werden. Ein mathematisches Modell berechnet die resultierende Zahnbewegung aus den gemessenen Kräften und Drehmomenten und diese Bewegung wird, in kleine Teilschritte zerlegt, von den Verstelltischen ausgeführt. Der Messvorgang wird wiederholt, bis ein zuvor eingegebener Grenzwert, hier 200 auszuführende Messschritte, erreicht wird. Bei jedem dieser 200 Messschritte wird die veränderte Position des Eckzahnes in der Berechnung berücksichtigt.

Für die Reibungsmessung wird nur ein Verstellstisch benötigt. An ihm wird über einen Ausleger das Eckzahnbracket montiert. Dieses entspricht dem zu retrahierenden Zahn (vgl. Abbildung 2) und seine Position wird über den Verstellstisch im Laufe der Messung verändert. Entsprechend der typischen Geometrie eines Eckzahnes wurden für die Position des Widerstandszentrums in bukkaler Ansicht eine vertikale Distanz zum Bracket von 8,5 mm und in okklusaler Ansicht ein Abstand von 4,5 mm eingestellt. Der Sensor des zweiten Messtisches dient zur Ermittlung der angreifenden Kraft, ausgeübt durch eine vorgedehnte Nickel-Titan-Zugfeder (Sentalloy™, 1 N; GAC, Central Islip, NY, USA).

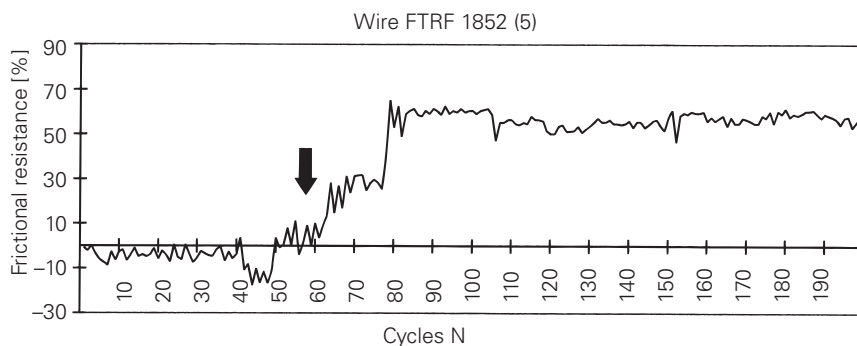


Figure 3. Example of a friction measurement with the OMSS. The arrow marks the start of friction between the bracket and the archwire after about 0.5 mm retraction distance.

Abbildung 3. Beispiel einer Reibungsmessung mit dem OMSS. Der Pfeil markiert das Einsetzen der Reibung zwischen Bracket und Bogen nach etwa 0,5 mm Retraktionsstrecke.

measured during canine retraction. Figure 3 shows an example of such a measurement. The arrow marks the start of friction after about 0.5 mm retraction distance. From this point onwards, the mean of the percentage friction losses was calculated for each measurement. If no friction losses were recorded for some time due to a bracket being loosened during the measuring procedure, these values were ignored in the calculation. As each sample was tested five times, five values per wire were accordingly registered. From these, the mean values and the standard deviations were calculated. Finally, a mean value and a standard deviation were calculated from the ten individual mean values to permit inter-product comparison.

Results

The measured friction values within one wire type were subject to variations as shown in Figure 4, taking wire FTG2 16 (0.41 × 0.56 mm) as an example. In this case, the measured friction values ranged from 21.9 to 44.4%, with the latter value deviating markedly from the mean and the other measured values. The reason for this deviation could not be unequivocally determined. It may have been due to variations in the wire samples or in the adjustment of the wires in the experimental set-up. However, no wire surface modifications were revealed by the surface scans. If the first measured value was suppressed, the mean value dropped slightly to 28.5% and the standard deviation to 3.2. Variations of a similar kind were recorded in wire types FTG2 (0.46 × 0.64 mm) and FTG. In the other wires the mean friction values varied by about 10% as compared with the 22% recorded here.

Figure 5 shows the mean friction values of all investigated wires in ascending order. The friction losses ranged from 6.1 to 48.3% with standard deviations below 8. On the basis of these results, the wires can be subdivided into three categories:

– Category 1 comprised the Teflon® coated wires in size 0.41 × 0.61 mm with the lowest friction losses: 6.1% for the GNTI wire (nickel titanium) and 8.4% for the GSSI coated steel wire. The FTSZ wire, also of nickel-titanium, had a friction loss of 22.2%.

Für die Untersuchung wurden zwei teilbezahnte Oberkiefer-Frasaco-Modelle (Franz Sachs + Co GmbH, Tettang) verwendet. Die Zähne waren bebändert und die Zahnbögen sind in Wachs aufgestellt und vollständig ausnivelliert worden. Zur Stabilisierung wurden die Zähne palatinal verblockt. Die Drahtproben konnten so problemlos in die Modelle einligiert werden. Von jedem Drahttyp wurden nacheinander zehn Drahtproben in die Frasaco-Modelle mit 0.010"-Stahlligaturen eingesetzt. Jede Probe wurde mit dem Modell so im OMSS ausgerichtet, dass der Führungsdraht konfliktfrei in das Eckzahnbracket einligiert werden konnte. Hierfür wurde ebenfalls eine 0.010"-Stahlligatur verwendet. Stahlligaturen erzeugen bei normaler Anwendung hohe Friktionswerte und verhindern so eine effektive Zahnbewegung. Solange eine Zahnbewegung angestrebt wird, ist es daher erforderlich, die Stahlligatur am Ende um zirka 90–180° durch Rückrotation zu lösen [22].

Jede so vorbereitete Probe wurde anschließend fünfmal untersucht. Das Steuerprogramm des OMSS zeichnet die angreifende Kraft der Nickel-Titan-Zugfeder sowie die am Eckzahn wirksame orthodontische Kraft auf. Aus diesen Daten lässt sich im Anschluss rechnerisch der Reibungsverlust bestimmen. Das Ergebnis ist eine prozentuale Angabe des Reibungsverlustes für jeden vorgenommenen Messschritt der Eckzahnretraktion. Abbildung 3 zeigt ein Beispiel einer solchen Messung. Der Pfeil markiert das Einsetzen der Reibung nach zirka 0,5 mm Retraktionsstrecke. Die prozentualen Reibungsverluste wurden ab diesem Punkt für jede Messung gemittelt. Entstanden für einige Zeit keine Reibungsverluste, da ein Bracket sich im weiteren Verlauf der Messung frei rüttelte, wurden diese Werte nicht in die Berechnung einbezogen. Es ergaben sich entsprechend fünf Werte, da jede Probe fünfmal untersucht wurde, aus denen ein Mittelwert und die Standardabweichung berechnet wurden. Abschließend wurden zum Vergleich der Produkte aus den zehn Mittelwerten erneut ein Mittelwert und die Standardabweichung errechnet.

Ergebnisse

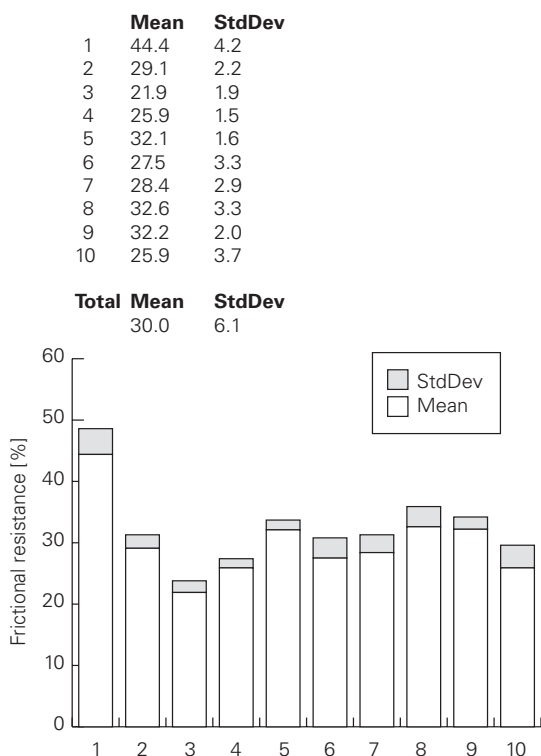


Figure 4. The bar chart shows the mean values of the friction measured in five executed retractions for the ten tested samples of wire FTG2 16 in size 0.41×0.56 mm. The overall mean value from the friction losses of all samples of wire FTG2 16 is then given with the standard deviation.

Abbildung 4. Das Säulendiagramm zeigt die gemessenen Reibungsmittelwerte aus den fünf vorgenommenen Retraktionen für die zehn untersuchten Proben des Drahts FTG2 mit der Dimension $0,41 \times 0,56$ mm. Abschließend wird der Gesamtmittelwert aus den Reibungsverlusten aller Proben des Drahts FTG2 16 mit der Standardabweichung angegeben.

- Category 2 covered wire samples in size 0.41×0.56 mm. The Titanol® River Finish Gold (FTG 1622) wire produced a friction of 23.4%. It was followed by the β -titanium wire with purple colored ion implantation (TMAP) and 26.0% friction loss. The values for FTG2 and for FTRF 16 were very close at 30.0% and 30.5% respectively. Uncolored β -titanium wire TMAI had a value of 40.3% and the highest standard deviation (7.1).
- Category 3 comprised wire samples in size 0.46×0.64 mm. The sequence of the Titanol® wires did not change with this different dimension. The friction losses were 42.3% for Titanol® River Finish Gold (position 11), 45.9% for Titanol® River Finish Gold 2 (position 12), and 48.3% for the uncoated wire Titanol® River Finish (position 14). Position 9 was taken by the ion-implanted nickel titanium wire BioForce Sentalloy Ionguard™ (GBSI) with a value of 40.8%. The uncoated wire BioForce Sentalloy™ (GBS) had a loss of 46.2%.

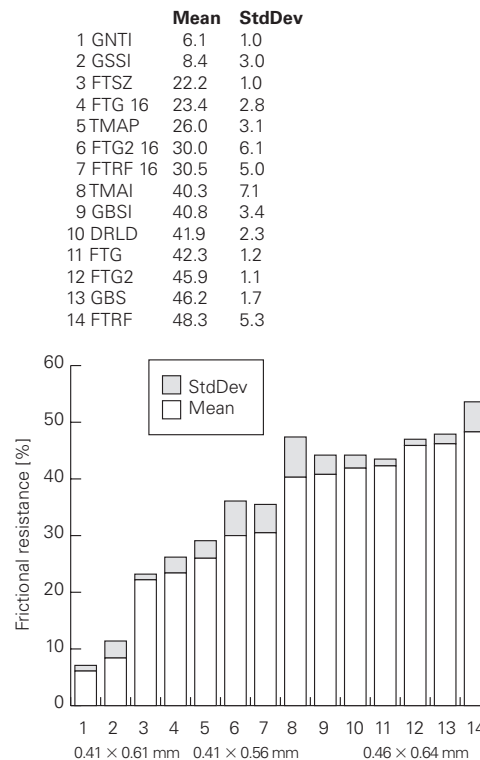


Figure 5. Overview of mean friction values of all investigated wires. The wires were listed in the increasing order of their friction losses, with a grouping according to wire size being revealed. This was color-coded and corresponds essentially with the wire sizes or surface modifications respectively.

Abbildung 5. Reibungsmittelwerte aller untersuchten Drähte in der Gesamtübersicht. Die Drähte wurden nach ihren Reibungsverlusten in aufsteigender Reihenfolge angeordnet, wobei sich eine Gruppierung nach der Drahtdimension ergab. Diese wurde farblich gekennzeichnet. Sie stimmt im Wesentlichen mit den Drahtdimensionen bzw. den Oberflächenmodifikationen überein.

Die gemessenen Friktionswerte innerhalb einer Drahtsorte unterlagen Schwankungen, wie das Beispiel des Drahtes FTG2 16 ($0,41 \times 0,56$ mm) in Abbildung 4 zeigt. Hier lagen die gemessenen Werte für die Reibung zwischen 21,9% und 44,4%, wobei letzterer Wert deutlich vom Mittelwert und den anderen Messwerten abwich. Die Ursache für diese Differenz war nicht eindeutig festzustellen. Schwankungen bei den Drahtproben sind ebenso denkbar, wie Abweichungen bei der Justage des Drahtes im Messaufbau. Veränderungen an der Drahtoberfläche konnten anhand der REM-Aufnahmen jedoch nicht festgestellt werden. Wird der erste Messwert nicht berücksichtigt, sinkt der Mittelwert geringfügig auf 28,5% und die Standardabweichung auf 3,2. Schwankungen ähnlicher Art traten auch bei FTG2 ($0,46 \times 0,64$ mm) und FTG auf. Bei den anderen Drähten schwankten die Reibungsmittelwerte um etwa 10%, gegenüber den hier festgestellten gut 22%.

Table 2. Results of the Mann-Whitney U test to determine the influence of the archwire material on friction. Except for the pairs FTG2 16/FTRF 16, GBSI/DRLD, and FTG2/GBS there was a statistically significant difference in the frictional behavior of all investigated wires. The level of significance for the wire pairs marked with an S was lower ($p < 0.05$) than for those wire combinations marked with a T ($p < 0.10$); NS: difference not significant.

Tabelle 2. Ergebnisse der Signifikanzuntersuchungen mit dem Mann-Whitney-U-Test zum Einfluss des Bogenmaterials auf die Reibung. Bis auf die Paarungen FTG2 16/FTRF 16, GBSI/DRLD sowie FTG2/GBS besteht für alle untersuchten Drähte ein signifikanter Unterschied im Reibungsverhalten. Das Signifikanzniveau ist bei den mit S markierten Paarungen kleiner ($p < 0,05$) als bei den mit T ($p < 0,10$) markierten Drahtkombinationen; NS: Unterschied nicht signifikant.

	FTRF	GBS	FTG2	FTG	DRLD	GBSI	TMAI	FTRF 16	FTG2 16	TMAP	FTG 16	FTSZ	GSSI
GNTI	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
GSSI	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
FTSZ	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
FTG 16	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
TMAP	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
FTG2 16	S	S	S	S	S	S	S	NS	S	S	S	S	S
FTRF 16	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
TMAI	S	S	S	S	S	T	S	S	S	S	S	S	S
GBSI	S	S	S	S	NS	S	S	S	S	S	S	S	S
DRLD	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
FTG	S	S	T	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
FTG2	S	NS	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S
GBS	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S	S

The results presented above were subjected additionally to a statistical significance analysis based on the Mann-Whitney U test (PlotIT graphics and Statistics Program, Scientific Programming Enterprises, Haslett, MI, USA). The results are summarized in Table 2 which shows that the friction differences between all wire combinations were statistically significant except for the combinations FTG2 16 and FTRF 16, GBSI and DRLD, and FTG2 and GBS.

Diagrams 6–8 present the manufacturer-specific results to facilitate comparison of the coated wires with their reference wires. The mean friction values of the investigated Titanol® wires (Figure 6) revealed a standard deviation of 1.0–6.1. Within one batch the wires differed significantly in some cases. In numerical terms this implies for wire FTG2 16, for example, a minimal friction value of 21.9% and a maximal value of 44.4%. At the same time, the variation in two of three cases (FTG and FTG2) for wires in size 0.41×0.56 mm was significantly greater than for those of size 0.46×0.64 mm. Since the friction values varied for the coated as well as for the uncoated wires, as shown by the standard deviation, this fluctuation might be due to in-process variations in the wire stock. However, as stated with reference to Figure 4, no clear-cut variations in the wire surfaces could be detected. Yet it was striking that the standard deviations of the smaller wires were higher in general for almost all products than those of wires in size 0.46×0.64 mm but that their friction loss was lower.

The BioForce wires and the GAC steel wire had stan-

Abbildung 5 zeigt die Reibungsmittelwerte der untersuchten Drähte in aufsteigender Reihenfolge. Die Reibungsverluste der untersuchten Drähte lagen in einem Bereich von 6,1 bis 48,3% mit Standardabweichungen unter 8. Anhand der Ergebnisse kann man die Drähte in drei Gruppen unterteilen:

- Die Teflon®-beschichteten Drähte der Dimension $0,46 \times 0,61$ mm als erste Gruppe zeigten die geringsten Friktionsverluste. Die Werte waren mit einem Friktionsverlust von 6,1% für den Draht GNTI (Nickel-Titan) und 8,4% für den beschichteten Stahldraht GSSI am niedrigsten. Der Draht FTSZ, ebenfalls aus Nickel-Titan, hatte einen Reibungsverlust von 22,2%.
- Die zweite Gruppe stellten die Drahtproben mit einer Drahtdimension von $0,41 \times 0,56$ mm dar. Der Draht Titanol® River Finish Gold (FTG 1622) erzeugte eine Friktion von 23,4%. Es folgte der β -Titan-Draht mit purpurfarbener Ionenimplantation (TMAP) und 26,0% Reibungsverlust. Dicht beieinander lagen die Werte von FTG2 mit 30,0% und FTRF 16 mit 30,5%. Der Prozentwert des nicht farbigen β -Titan-Drahts (TMAI) lag bei 40,3%. Er hatte mit 7,1 die größte Standardabweichung.
- Die dritte Gruppe waren Drähte mit einer Abmessung von $0,46 \times 0,64$ mm. Die Reihenfolge zwischen den Titanol®-Drähten änderte sich mit der neuen Dimension nicht. Die Reibungsverluste lagen bei 42,3% für Titanol River Finish Gold (Position 11), 45,9% für Titanol River Finish Gold 2 (Position 12) und 48,3% für den unbe-

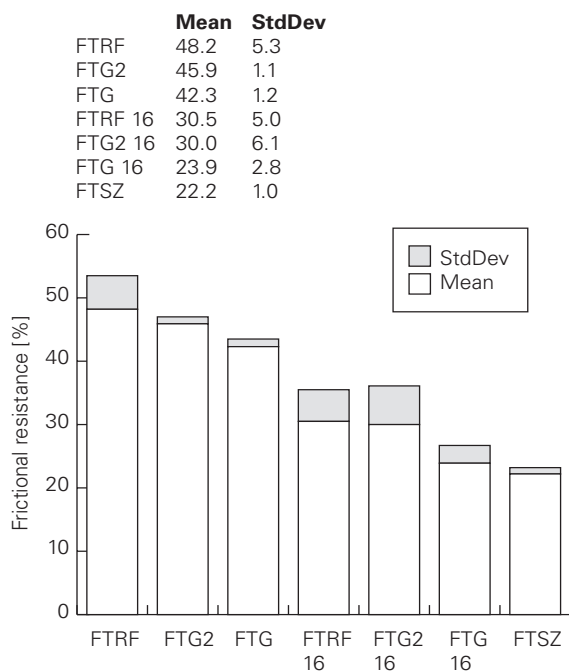


Figure 6. Mean friction values of the Forestadent® wires.

Abbildung 6. Reibungsmittelwerte der Forestadent®-Drähte.

standard deviations ranging from 1.0 to 3.4, which suggests that these wires were produced more homogeneously. Figure 7 clearly shows the difference in friction values between the Teflon® coated wires GSSI and GNTI on the one hand and GBS and GBSI on the other.

Figure 8 shows the friction losses of wires TMAI, TMAP and DRLD. The β-titanium wire TMAI had the highest standard deviation of all wires under investigation (7.2). The difference between the friction values of TMAP and TMAI is also readily recognizable. A standard deviation of 2.3 for the wire DRLD suggests homogeneous production in this case too.

Figures 9a and 9b show the surfaces of the untreated wires. With the exception of the Teflon® coated wires, production-induced die scars in the form of scoring along the longitudinal axis can be identified. Moreover, some reference wires displayed surface granulation and fissures. The Teflon® coatings varied widely in their structure. The GSSI wire had a smooth surface, while the GNTI had a granulated structure and the FTSZ a scaly, rippled structure (Figure 9b).

Discussion

Friction is influenced primarily by the wire size, ligature, bracket width, position of the center of resistance, surface roughness, and applied orthodontic force. To determine the influence of the wire and surface parameters on friction losses, the remaining influencing parameters were

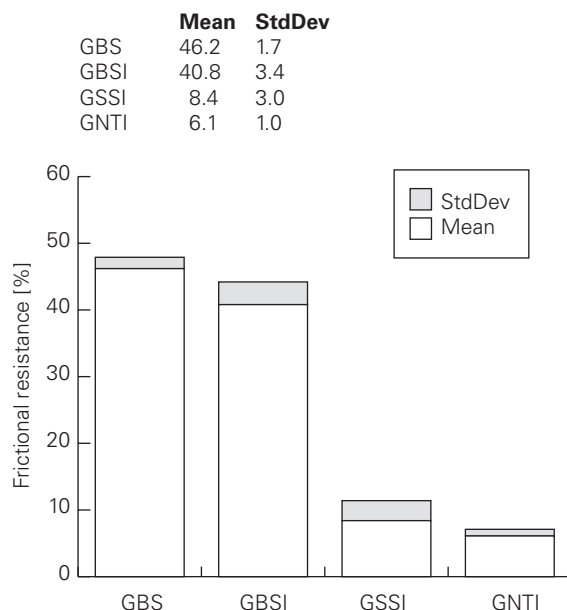


Figure 7. Mean friction values of the GAC wires.

Abbildung 7. Reibungsmittelwerte der GAC-Drähte.

schichteten Draht Titanol River Finish (Position 14). An der Position 9 stand der ionenimplantierte Nickel-Titan-Draht BioForce Sentalloy Ionguard™ (GBSI) mit einem Wert von 40,8%. Für den unbeschichteten Draht BioForce Sentalloy™ (GBS) ergab sich ein Wert von 46,2%.

Die oben dargestellten Ergebnisse wurden zusätzlich einer statistischen Signifikanzanalyse mittels eines Mann-Whitney-U-Tests (Grafik- und Statistik-Programm PlotIT, Scientific Programming Enterprises, Haslett, MI) unterzogen. Das Ergebnis ist in Tabelle 2 zusammengefasst. Es zeigte sich, dass die Reibungsunterschiede zwischen allen Drahtpaarungen statistisch signifikant waren, bis auf die Kombinationen FTG2 16 und FTRF 16, GBSI und DRLD sowie FTG2 und GBS.

In den folgenden Diagrammen wurden die Ergebnisse nach Herstellern zusammengestellt, um einen Vergleich der beschichteten Drähte mit ihren Referenzdrähten zu erleichtern. Die Reibungsmittelwerte der untersuchten Titanol®-Drähte (Abbildung 6) ließen eine Standardabweichung von 1,0 bis 6,1 erkennen. Innerhalb einer Charge differierten die Drähte teilweise erheblich. In Zahlen ausgedrückt bedeutet das zum Beispiel für den Draht FTG2 16 einen minimalen Reibungswert von 21,9% und einen maximalen Wert von 44,4%. Dabei war in zwei von drei Fällen (FTG und FTG2) die Schwankung für die Drähte der Dimension 0,41 × 0,56 mm wesentlich größer als bei der untersuchten Dimension 0,46 × 0,64 mm. Da die Reibungswerte sowohl bei den beschichteten als auch bei den unbeschichteten Drähten

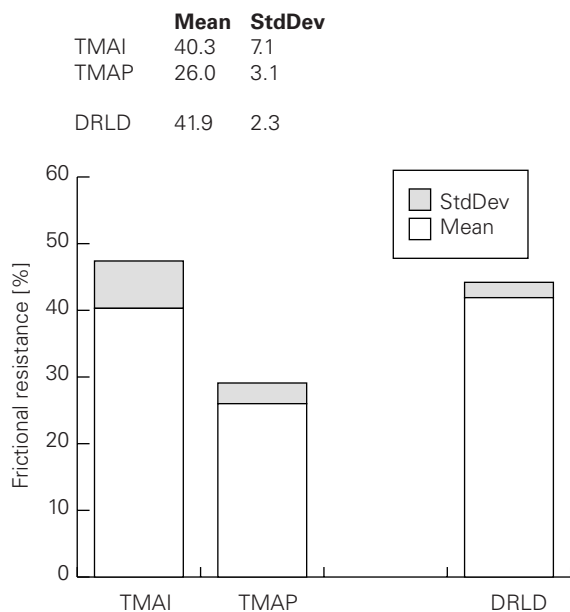


Figure 8. Mean friction values of the Ormco/Dentaurum wires.

Abbildung 8. Reibungsmittelwerte der Ormco-/Dentaurum-Drähte.

kept constant. The differences in friction losses are consequently due to wire characteristics.

The Titanol® River Finish, Titanol® River Finish Gold and Titanol® River Finish Gold 2 wires were investigated in the OMSS in sizes 0.41×0.56 mm and 0.46×0.64 mm. The values of the FTRF wire were higher than those of the coated nickel titanium wires for both dimensions, 0.41×0.56 mm and 0.46×0.64 mm. This demonstrates a reduction in friction after plasma treatment with oxygen or after coating with polyethylene compared with an untreated wire by the same manufacturer. There is, however, some difficulty with the deposition of ethylene during the plasma process. This is difficult to control and above all dependent on the positioning of the substrate in the recipient. Even minimal inconsistencies in the guidance of the parameters affect the process to such an extent that it is no longer controllable and reproducible. This is reflected, for example, in the still clear-cut fluctuations in the friction characteristics of the various wire samples in Figure 4. If a consistently high quality is to be assured, much remains to be done on the development front, but the aims are in all events worth the effort³. Moreover, clear-cut differences ranging from 15.9 to 18.4% were recorded in the friction values of different sizes of one and the same wire type. As

³ Meanwhile, based on the presented results production of the surface modification of the wire Titanol® River Finish Gold was started, as the process is good to control. However, the optimization of the surface modification Gold 2 was not prosecuted.

schwankten, wie aus der Standardabweichung ersichtlich wird, könnten herstellungsbedingte Abweichungen bei der Produktion der Drahtrohlinge der Grund sein. Wie aber bereits bei der Betrachtung von Abbildung 4 dargelegt, konnten Variationen in der Drahtoberfläche nicht eindeutig ausgemacht werden. Auffallend ist jedoch, dass die Standardabweichungen der kleiner dimensionierten Drähte bei praktisch allen Produkten generell größer waren als bei den Drähten der Dimension $0,46 \times 0,64$ mm, bei aber gleichzeitig geringerem Reibungsverlust.

Die BioForce-Drähte und der GAC-Stahldraht hatten Standardabweichungen zwischen 1,0 und 3,4. Dies lässt auf eine gleichmäßige Produktion der Drähte schließen. In Abbildung 7 ist deutlich die Differenz der Reibungswerte zwischen den Teflon®-beschichteten Drähten GSSI und GNTI und den Drähten GBS und GBSI erkennbar.

Abbildung 8 zeigt die Reibungsverluste der Drähte TMAI, TMAP und DRLD. Der β -Titan-Draht TMAI hatte mit einem Wert von 7,2 die größte Standardabweichung aller untersuchten Drähte. Auch die Differenz zwischen den Reibungswerten von TMAP und TMAI ist gut zu erkennen. Die Standardabweichung für den Draht DRLD mit 2,3 lässt auch hier auf eine gleichmäßige Produktion schließen.

Die Abbildungen 9a und b zeigen die Oberflächen der unbehandelten Drähte. Mit Ausnahme der Teflon®-beschichteten Drähte waren bei den anderen Drähten herstellungsbedingte Ziehspuren in Form von Riefen entlang der Längsachse zu erkennen. Darüber hinaus hatten einige Referenzdrähte Körner und Risse in der Oberfläche. Die Teflon®-Beschichtungen waren in ihrer Struktur sehr verschieden. Der Draht GSSI hatte eine glatte Oberfläche, die von GNTI war gekörnt und die von FTSZ wies eine schuppenartige und gewellte Struktur auf (Abbildung 9b).

Diskussion

Die Friktion wird insbesondere von der Drahtdimension, der Ligatur, der Bracketbreite, der Lage des Widerstandszentrums, der Oberflächenrauheit und der angreifenden orthodontischen Kraft beeinflusst. Um den Einfluss der Draht- und Oberflächenparameter auf die Reibungsverluste zu ermitteln, wurden die sonstigen Einflussgrößen konstant gehalten. Die Differenzen bei den Reibungsverlusten können folglich auf die Drahteigenschaften zurückgeführt werden.

Die Drähte Titanol® River Finish, Titanol® River Finish Gold und Titanol® River Finish Gold 2 sind in den Dimensionen $0,41 \times 0,56$ mm sowie $0,46 \times 0,64$ mm im OMSS untersucht worden. Die Werte von FTRF lagen sowohl für die Drahtdimension $0,41 \times 0,56$ mm als auch für $0,46 \times 0,64$ mm über denen der beschichteten Titanol®-Drähte. Dies zeigt, dass durch eine Plasmabehandlung mit Sauerstoff oder eine Beschichtung mit Polyethylen die Friktion, verglichen mit einem unbeschichteten Draht gleicher Herstellung, reduziert wird. Jedoch besteht eine Problematik bei der Abscheidung

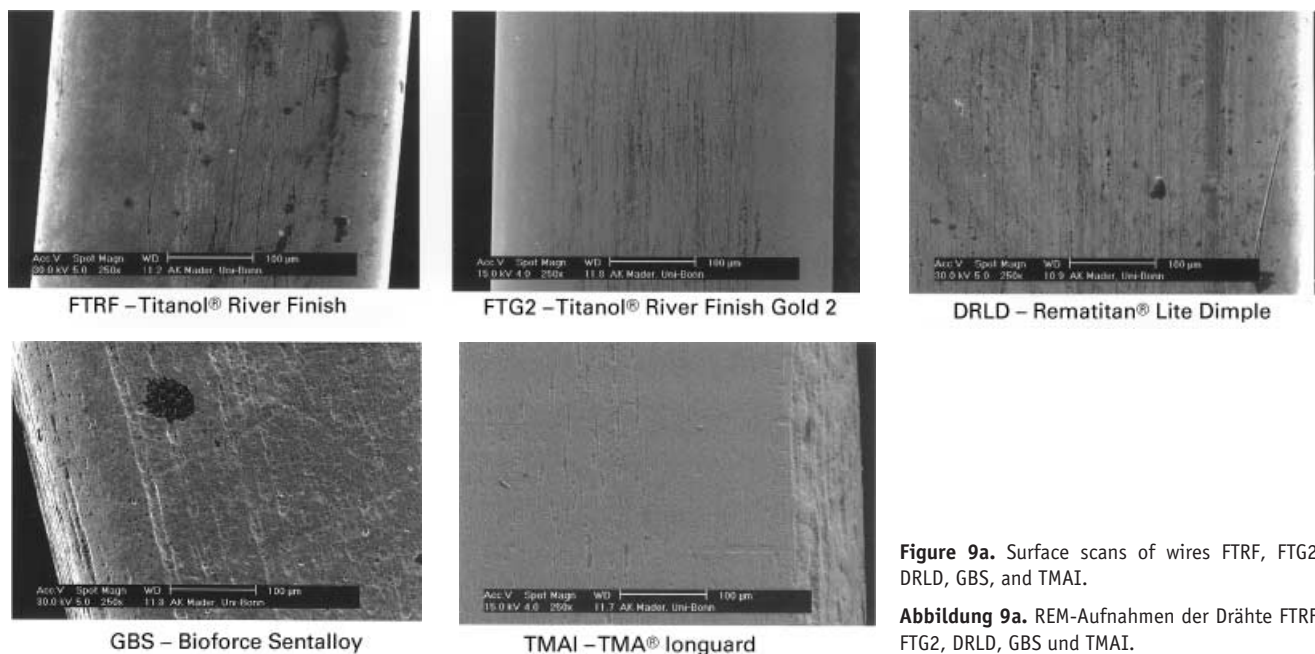


Figure 9a. Surface scans of wires FTRF, FTG2, DRLD, GBS, and TMAI.

Abbildung 9a. REM-Aufnahmen der Drähte FTRF, FTG2, DRLD, GBS und TMAI.

shown in Figure 5, the friction values increased with increasing dimensions. This behavior has been described repeatedly in the literature [1, 7, 11, 27]. With comparable surface roughness, the wire size has a crucial influence on frictional behavior.

Various authors have reported a correlation between frictional behavior and vertical wire dimension [9, 22], with friction rising with increasing vertical wire dimension. Conversely, an increased clearance between wire and bracket results in reduced friction losses as well as in diminished control during tooth movement [24]. A comparison between the investigated Titanol® River Finish wires in size 0.46×0.64 mm with the uncoated nickel-titanium wire DRLD showed that the uncoated wire produced less friction. It was also striking in this context that the DRLD wire, in contrast to the Titanol® wires, deviated downwards in its vertical dimension from the valid DIN standard 13971 [5]. The results and the conclusions to be drawn from them have been discussed extensively elsewhere [17,24]. The same applied to the GBS and GBSI wires. This obviously fostered low friction values in the GBS, GBSI and DLRD wires vis-à-vis the Titanol® wires.

Surface refinement by ion implantation also decreased friction, as is clearly indicated by the friction measurements of the GBS and GBSI wires. In addition, Burstone & Farzin-Nia [4] found that the differently colored ion-implanted β -titanium wires produce different friction values. The lowest value measured by Burstone & Farzin-Nia was for the TMA® Ionguard Purple wire, and the highest for the TMA® Ionguard wire. Their results are confirmed by the results of the friction measurements carried out in the present study

von Etylen im Plasmaprozess. Diese ist nur schwer beherrschbar und vor allem abhängig von der Anordnung des Substrates im Rezipienten. Bereits geringste Unstetigkeiten in der Führung der Parameter beeinflussen den Prozess dergestalt, dass dieser nicht mehr kontrollierbar und nachvollziehbar ist. Dies zeigt sich zum Beispiel auch an den bislang noch deutlichen Schwankungen in den Reibungseigenschaften der einzelnen Drahtproben in Abbildung 4. Um eine gleichmäßig hohe Qualität sicherzustellen, ist hier noch einiges an Entwicklungsarbeit zu leisten, doch die Ziele sind in jedem Falle erstrebenswert³. Darüber hinaus waren zwischen den Friktionenwerten einer Drahtsorte bei verschiedenen Drahtdimensionen deutliche Unterschiede festzustellen. Die Differenzen zwischen den Reibungswerten betragen 15,9–18,4%. Wie aus Abbildung 5 deutlich wird, erhöhten sich die Reibungswerte mit zunehmender Drahtdimension. Dieses Verhalten wurde schon mehrfach in der Literatur beschrieben [1, 7, 11, 27]. Bei vergleichbarer Oberflächenrauheit übt die Drahtdimension einen entscheidenden Einfluss auf das Reibungsverhalten aus.

In verschiedenen wissenschaftlichen Veröffentlichungen ist der Zusammenhang zwischen Reibungsverhalten und vertikaler Drahtdimension beschrieben worden [9, 22]. Danach steigt mit zunehmender vertikaler Drahtdimension die Friktion an. Umgekehrt hat ein vergrößertes Spiel zwischen Draht und Bracket (Clearance) eine Abnahme der Reibungsver-

³ Auf Grund der dargestellten Ergebnisse wurde zwischenzeitlich die Oberflächenmodifikation des Drahtes Titanol® River Finish Gold in die Produktion übernommen, da die Herstellung hier gut kontrollierbar ist. Die Optimierung der Oberflächenmodifikation Gold 2 wurde dagegen nicht weiter verfolgt.



Figure 9b. Surface scans of Teflon® coated wires GNTI, FTSZ, and GSSI.

Abbildung 9b. REM-Aufnahmen der Teflon®-beschichteten Drähte GNTI, FTSZ und GSSI.

indicating that, in general, ion implantation improves the friction characteristics of a wire but that the degree of friction depends on the material used for the ion implantation.

No clear-cut correlation could be established between the surface structure of the coated wires and their friction values. Although the lowest friction losses were recorded in the Teflon® coated guiding archwires (all in category 1), their surface structure was in part distinctly more rough than that of uncoated wires. Within this group, too, the wire with the visually greatest roughness (FTSZ) also recorded the highest friction value. This clear-cut correlation between surface structure and friction value was not found in the other categories. Overall, this suggests that, depending on the material, a correlation between visual surface structure and friction values does not exist on a regular basis. Similar findings were published by Kusy et al [15] and by Prosocki et al [20].

The results from the OMSS measurements provide a classification of the investigated wires for the orthodontist. However, these friction values cannot be applied without reserve to routine orthodontic practice, since no in-vitro investigation can simulate all factors influencing friction. This applies, for example, to physiological tooth mobility. Each tooth movement when chewing, swallowing or biting provides short-term relief and reduces friction [14].

In conclusion it can be stated that all coatings improve the friction characteristics of wires compared with uncoated ones. The best effects with respect to friction are achieved with Teflon®. Good friction characteristics of the base material are a prerequisite for both polyethylene coating and surface refinement through ion implantation. A clinical study would form a valuable supplement to this in-vitro investigation of the frictional behavior of wires. In addition, an evaluation of the corrosion resistance of the wires and of their mechanical durability is needed for a comprehensive assessment of coated wires.

luste sowie eine Verringerung der Führungsmöglichkeit des Zahnes zur Folge [24]. Ein Vergleich der untersuchten Titanol® River Finish Drähte der Dimension $0,46 \times 0,64$ mm mit dem unbeschichteten Nickel-Titan-Draht DRLD zeigt, dass dieser geringere Reibungsverluste erzeugte. Auffallend dabei war, dass der Draht DRLD im Gegensatz zu den Titanol®-Drähten in seiner vertikalen Dimension von der gültigen DIN-Norm 13971 [5] nach unten abwich. Die Ergebnisse und auch die Schlussfolgerungen, die hieraus zu ziehen sind, wurden an anderer Stelle ausführlich diskutiert [17, 24]. Gleiches traf auch für die Drähte GBS und GBSI zu. Dies hat die niedrigeren Reibungswerte der Drähte GBS, GBSI und DRLD gegenüber den Titanol®-Drähten offensichtlich beeinflusst.

Eine Vergütung der Oberfläche durch Ionenimplantation bewirkte ebenfalls eine Verringerung der Friktion. Die Friktionsmessungen bei den Drähten GBS und GBSI lassen dies deutlich erkennen. Daneben stellten Burstone & Farzin-Nia [4] fest, dass die unterschiedlich farbigen ionenimplantierten β -Titan-Drähte verschieden hohe Friktionswerte erzeugten. Die niedrigste Friktion wurde von Burstone & Farzin-Nia bei dem Draht TMA® Ionguard Purple gemessen, die höchste bei TMA® Ionguard. Ihre Ergebnisse lassen sich anhand der eigenen Reibungsmessungen bestätigen. Ionenimplantation verbessert damit generell die Reibungseigenschaften eines Drahtes, in welchem Ausmaß die Friktion verringert wird, hängt jedoch von dem für die Ionenimplantation verwendeten Material ab.

Zwischen der Oberflächenstruktur der beschichteten Drähte und den Reibungswerten konnte kein eindeutiger Zusammenhang festgestellt werden. Obwohl sich die geringsten Reibungsverluste bei den Teflon®-beschichteten Führungsbögen (zusammengefasst in Gruppe 1) zeigten, wiesen diese z.T. eine deutlich rauere Oberflächenstruktur auf als die unbeschichteten Drähte. Und auch innerhalb dieser Gruppe zeigte der Draht mit der visuell offensichtlich größten Oberflächenrauheit (FTSZ) den höchsten Reibungswert. Diese eindeutige Zuordnung von Reibungswert und Oberflächenstruktur war bei den anderen Gruppen

References

1. Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022" × 0.028" edgewise bracket in vitro. *J Biomech* 1970;3:151–60.
2. Bourauel C, Drescher D, Nolte LP. Computergestützte Entwicklung kieferorthopädischer Behandlungselemente aus NiTi-Memory-Legierungen am Beispiel einer pseudoelastischen Retraktionsfeder. *Fortschr Kieferorthop* 1993;54:45–56.
3. Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental set up for the simulation of three dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng* 1992;14:371–8.
4. Burstone CJ, Farzin-Nia F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *J Clin Orthod* 1995;29:453–61.
5. DIN-Norm 13971. Kieferorthopädische Drähte. Arbeitsausschuß Kieferorthopädische Produkte. Berlin: Beuth, 1996.
6. Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1994; 21:349–57.
7. Downing A, McCabe JF, Gordon P. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995;22:41–6.
8. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96: 397–404.
9. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:99–105.
10. Drescher D, Bourauel C, Thier M. Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics. *Eur J Orthod* 1991;13:169–78.
11. Drescher D, Laaser W, Schumacher HA. Materialtechnische Untersuchungen zum Problem der Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1989;50:256–67.
12. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod* 1980;78: 593–609.
13. Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:199–203.
14. Jost-Brinkmann PG, Miethke RR. Einfluß der physiologischen Zahnbeweglichkeit auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1991;52:102–9.
15. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 1990; 23:913–25.
16. 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* 1991;61:293–302.
17. Neumann P. Reibung, Korrosion und Dauerbelastung beschichteter orthodontischer Drähte. Medizinische Dissertation, Universität Bonn, 2000.
18. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, et al. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:535–42.
19. Peterson L, Spencer R, Andreasen GF. Comparison of frictional resistance of nitinol and stainless steel wires in edgewise brackets. *Quint Inter Digest* 1982;13:563–71.
20. Prosocki RP, Bagby MD, Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:341–8.
21. Riley JL, Garrett SG, Moon PC. Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets. *J Dent Res* 1979;58:A21.
22. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Der Einfluß der Ligatur auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:106–16.
23. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Bogengeführte Zahnbewegung – Dynamik, Effektivität und Nebenwirkungen. *Fortschr Kieferorthop* 1991;52:141–52.
24. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Der Einfluß des Bracketdesigns auf die Reibung zwischen Bracket und Bogen. *J Orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop* 1999;60:335–47.
25. Segner D, Odegaard J. Reibung bei der bogengeführten Distalisierung: Die Bedeutung des aufrichtenden Moments. *Kieferorthop Mitteilungen* 1992;5:19–30.
26. Tidy DC. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96:249–54.
27. Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, et al. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107:20–7.

Correspondence Address

Dr. Pamela Husmann
 Poliklinik für Kieferorthopädie
 Zentrum für ZMK-Heilkunde der Universität
 Welschnonnenstrasse 17
 53111 Bonn
 Germany
 Phone (+49/228) 287-2449, Fax -2588
 e-mail: pamelahusmann@uni-bonn.de