

Aus der
Poliklinik für Kieferorthopädie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Dieter Drescher

**Friktionsverhalten des Drahtmaterials
Gummetal**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Isabel Eri Kopsahilis

2018

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Gez.:

Dekan: Univ.- Prof. Dr. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Univ.-Prof. Dr. Dieter Drescher

Zweitgutachter: Univ.-Prof. Dr. Alfons Hugger

Für den Langstreckenhund

Zusammenfassung

Seit einigen Jahren steht ein neues kieferorthopädisches Drahtmaterial zur Verfügung, das unter dem Namen Gummetal bisher in Japan zugelassen ist. Die vorliegende Untersuchung befasste sich mit dessen Friktionsverhalten im Bindingmodus im Vergleich mit Drähten aus Edelstahl, Kobalt-Chrom (Elgiloy), NiTi und β -Titan (TMA) in den Dimensionen 14, 16, 16x22 und 19x25. Die Drähte wurden mit den Brackets Clarity, Discovery, Inspire Ice und Micro Sprint in den Slotgrößen 18 und 22 kombiniert. Verwendet wurden rückrotierte Stahlligaturen. Die Untersuchung fand *in vitro* unter Einsatz eines robotergestützten Messsystems statt. Brackets wurden mit einem Drehmoment von 10 Nmm gegen den Draht anguliert, der mit einer konstanten Geschwindigkeit von 0,2 mm/s durch den Bracketslot gezogen wurde. Gemessen wurde die dynamische Friktion bei Raumtemperatur und im Trockenmilieu.

Bei 660 Messungen von 132 Bracket-Draht-Kombinationen ergaben sich folgende Ergebnisse: Es zeigte sich, dass Gummetal unter Friktionsaspekten mit friktionsarmen Drahtmaterialien wie Stahl und Kobalt-Chrom vergleichbar ist und in einigen Dimensionen in Verbindung mit bestimmten Brackets herausragend abschneidet. So weist Gummetal in Verbindung mit Micro Sprint im Vergleich mit den anderen Drähten eine besonders niedrige Friktion auf.

Dem Vergleich von Materialien schlossen sich Vergleiche unterschiedlicher Dimensionen von Gummetal an. So wurde untersucht, ob es Unterschiede im Friktionsverhalten von Rund- und Vierkanddrähten aus Gummetal gibt. Die Antworten variieren je nach Materialkombination. In einigen Kombinationen schnitten Runddrähte unter Friktionsaspekten besser ab, vor allem die der Dimension 14. Eine Ausnahme bildete die Kombination mit dem keramischen Bracket Inspire Ice. Es folgten Untersuchungen der Fragen, welchen Einfluss Brackettypen und welchen Einfluss Slotgrößen auf das Friktionsverhalten unterschiedlicher Gummetaldimensionen haben. Unter den Brackettypen schnitt Micro Sprint unter Friktionsaspekten zumeist ausgesprochen gut, Inspire Ice dagegen schlecht ab. Bei neun von 12 Kombinationen wurde das Friktionsverhalten von Gummetal nicht signifikant von der Slotgröße beeinflusst.

Die niedrige Friktion von Gummetal *in vitro* lässt einen geringen Kraftverlust durch Reibung bei der bogengeführten Zahnbewegung *in vivo* vermuten. Allerdings stellte sich heraus, dass Änderungen von Versuchsbedingungen das Friktionsverhalten von Materialien und deren Reihung entsprechend ihrer Friktion durchaus beeinflussen können.

Summary

Gummetal, a new material, has been used as orthodontic wire in Japan for a few years. This study looks into its friction in the binding modus by comparing Gummetal with wires made of stainless steel, cobalt-chrome (Elgiloy), nickel-titanium and β -titanium (TMA) in four dimensions (14, 16, 16x22 and 19x25). The wires were combined with four brackets, Clarity, Discovery, Inspire Ice and Micro Sprint with slots in the dimensions 18 and 22. Wires were fixed with loosened steel ligations. Tests took place in vitro using the Robotic Measurement System (RMS). The brackets were angulated by applying a moment of 10 Nmm against the wire pulled through the slot with a speed of 0.2 mm/s. The amount of dynamic friction was measured in dry state at room temperature.

Results of 660 tests with 132 wire-bracket-combinations showed that the loss of applied force due to friction of Gummetal is comparable to that of other materials with low friction such as stainless steel and cobalt-chrome. However, in specific combinations with brackets such as Micro Sprint, the friction of Gummetal is outstanding low.

Comparisons of friction using different dimensions of Gummetal provided mixed results. As far as round and rectangular wires are concerned, results differ depending on the selection of brackets. As a tendency, round wires, especially dimension 14, showed a lower friction than the others with the exception of combinations with the ceramic bracket Inspire Ice. When comparing the influence of the bracket type on friction, it is found that Micro Sprint shows good results whereas Inspire Ice goes together with high friction. When comparing the influence of the slot size on friction using different dimensions of Gummetal, it is found to be insignificant in nine out of 12 results.

As a result of the in vitro-tests, it can be expected that the amount of friction of Gummetal during arch guided tooth movement will be small in vivo. However, it is also found that changes in test conditions can have considerable influence on frictional force rankings of orthodontic materials.

Abkürzungsverzeichnis

F Friktionskraft

f Friktionskoeffizient

F_g Gleitreibung

f_g dynamischer Friktionskoeffizient

F_h Haftreibung

f_h statischer Friktionskoeffizient

CoCr Kobalt-Chrom

MIM *Metal injecting molding*

MPa Megapascal

N Newton

N Normalkraft

NiTi Nickel-Titan

Nm Newtonmeter

p *probability*

RMS *Robotic Measurement System*

SPSS *Statistical Package for the Social Sciences*

TMA *Titan-Molybdän-Alloy*

β-Ti β-Titan

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	2
2.1 Kieferorthopädische Drahtlegierungen und Anforderungen	2
2.2 Zahnbewegungen in der Kieferorthopädie	7
2.3 Grundlagen der Friktion	10
2.4 Friktion im Bracket-Bogen-System	16
2.4.1 Drähte	17
2.4.2. Brackets	20
2.4.3 Ligaturen	24
2.4.4 Selbstligierende Brackets	25
2.4.5 Normen kieferorthopädischer Materialien	28
2.4.6 Milieu	28
3. Fragestellungen	33
4. Material und Methoden	34
4.1 Verwendete Drahtmaterialien	34
4.2 Verwendete Brackets	35
4.3 Getestete Bracket-Draht-Kombinationen und verwendete Ligatur	38
4.4 Messsystem	38
4.5 Vorbereitungen für den Messvorgang	39
4.6 Messvorgang	41
4.7 Statistische Auswertung	44
5. Ergebnisse	47
5.1 Fragestellung 1	47

5.1.1 Deskriptive Statistik	47
5.1.2 Test auf Normalverteilung	50
5.1.3 Test der Drahtgruppen auf Friktionsunterschiede	54
5.1.4 Gezielte Paarvergleiche: Gummetal mit NiTi, β -Ti, Stahl, CoCr	55
5.1.5 Erläuterung der Paarvergleiche: Gummetal mit NiTi, β -Ti, Stahl, CoCr	56
5.1.6 Zusammenfassung zur Fragestellung 1	61
5.1.7 Vergleiche von Drahtmaterialien anhand von Boxplots	63
5.2 Fragestellung 2	78
5.2.1 Tests der Gummetalgruppen auf Friktionsunterschiede	78
5.2.2 Gezielte Paarvergleiche: Gummetaldimensionen	79
5.2.3 Erläuterung der Paarvergleiche: Gummetaldimensionen	80
5.2.4 Zusammenfassung zur Fragestellung 2	83
5.3 Fragestellung 3	83
5.3.1 Tests der Bracketgruppen auf Friktionsunterschiede	83
5.3.2 Gezielte Paarvergleiche: Brackettypen	84
5.3.3 Erläuterungen der Paarvergleiche: Brackettypen	86
5.3.3 Zusammenfassung zur Fragestellung 3	88
5.4 Fragestellung 4	88
5.4.1 Gezielte Paarvergleiche: Slotgrößen	88
5.4.2 Erläuterungen der Paarvergleiche: Slotgrößen	89
5.4.3 Zusammenfassung zur Fragestellung 4	91
5.5 Rasterelektronenmikroskopische Bilder	92
6. Diskussion	94
6.1 Diskussion der Ergebnisse	94

6.2 Friktionsreduzierung und weitere Anforderungen	99
6.3 Zur klinischen Relevanz der Studie	103
7. Schlussfolgerungen	108
8. Literaturverzeichnis	109
Danksagung	120

1. Einleitung

Angeborene und erworbene Fehlstellungen einzelner Zähne und Zahngruppen werden in der Kieferorthopädie seit Anfang des letzten Jahrhunderts zumeist mit Hilfe sogenannter Multi-band- oder Multibracketapparaturen korrigiert³⁶, bei denen die aus Brackets und Bögen bestehenden Apparaturen fest mit den Zähnen verbunden sind^{6,112}. Brackets verfügen über Slots, in denen der eingesetzte Bogen gleitet.

Wenn immer zwei Flächen gegeneinander bewegt werden, in der Kieferorthopädie handelt es sich um Drähte, Slots und Ligaturen, oder eine Kraft einwirkt, um zwischen ihnen eine Bewegung einzuleiten, entsteht Reibung. Dies hat zur Folge, dass nur ein Teil der erzeugten Kraft orthodontisch wirksam wird. Der andere Teil ist zur Überwindung der auftretenden Reibungskräfte erforderlich, die in der Kieferorthopädie selbst unter günstigen Bedingungen erheblich sein können³⁵.

Grundsätzlich wäre es wohl kein Problem, in Bracket-Bogen-Systemen das Vielfache der letztlich an den Brackets wirksamen Kraft zu erzeugen. Allerdings kann es bei Überlastung zu einem Verankerungsverlust und zu Behandlungsmisserfolgen kommen³⁷. Insofern ist es wichtig, Materialien und Designs zu wählen, bei denen Reibungskräfte gering sind und ein großer Teil der erzeugten Kraft orthodontisch wirksam wird.

Seit vielen Jahrzehnten werden Drähte und Brackets daher auch unter der Zielsetzung entwickelt, Reibungskräfte zu reduzieren und auf diese Weise eine hohe Gleitfähigkeit der Brackets am Bogen zu ermöglichen. Bei den zahlreichen Neuerungen handelt es sich zumeist um Modifikationen bereits eingesetzter Materialien. Vor diesem Hintergrund ist eine vor kurzem von einer japanischen Firma unter dem Namen „Gummetal“ angebotene neue Legierung für kieferorthopädische Drahtmaterialien beachtenswert. Gummetal, das vorerst nur auf dem japanischen Markt erhältlich ist, erfüllt nach Ansicht japanischer Kieferorthopäden wichtige an kieferorthopädische Drähte gestellte Anforderungen in besonderer Weise⁵⁷.

Die vorliegende Studie befasst sich mit den Friktionseigenschaften dieses Drahtmaterials. Sein Friktionsverhalten im Bindingmodus soll mit einer geeigneten Versuchsapparatur charakterisiert und mit dem ausgewählter weiterer Drähte in Kombination mit bestimmten Brackets verglichen werden. Ausserdem erfolgen Vergleiche des Friktionsverhaltens unterschiedlicher Dimensionen von Gummetal in Verbindung mit diesen Brackets und unterschiedlichen Slotgrößen.

2. Literaturübersicht

2.1 Kieferorthopädische Drahtlegierungen und Anforderungen

Gummetal muss sich mit zahlreichen in den letzten hundert Jahren entwickelten kieferorthopädischen Drahtmaterialien vergleichen lassen. Bei den ersten, Anfang des 20. Jahrhunderts von Angle und Tweed verwendeten Drähten handelte es sich um verhältnismäßig kostspielige Legierungen aus Gold und Nickel⁵⁷. Im Jahr 1929 kamen Edelstahldrähte⁷⁰ und im Jahr 1950 die in der Kieferorthopädie unter dem Namen Elgiloy bekannten Drähte aus Kobalt-Chrom (CoCr) hinzu³. Elgiloy und Edelstahl sind wesentlich preisgünstiger als Gold-Nickel-Legierungen und gehören nicht zuletzt deswegen bis heute zu den Standardlegierungen in der Kieferorthopädie⁵⁷.

Im Jahre 1971 wurde mit Nickel-Titan (NiTi) ein ganz besonderes Material in die Kieferorthopädie eingeführt⁴. Nickel-Titan-Drähte bestehen je ca. zur Hälfte aus Nickel und aus Titan. Zusätzlich werden Varianten mit Kobalt- und Kupferzusätzen angeboten⁹⁸. Nickel-Titan-Drähte verfügen über Eigenschaften, die bei keinem der vorherigen Drahtmaterialien zu beobachten sind. So ist ihr Elastizitätsmodul ausgesprochen niedrig, sie weisen hysteretisches Verhalten auf und verfügen über ein Formgedächtnis⁹⁸. Die hohe Elastizität bedeutet, dass sie wesentlich stärker als herkömmliche Drähte gedehnt werden können ohne sich plastisch zu verformen. Hysteretisches Verhalten ist dadurch gekennzeichnet, dass bei einer bestimmten Spannung eine ausserordentlich starke Dehnung ohne nennenswerten Spannungsanstieg, ein sog. pseudoelastisches Plateau, beobachtet und bei Entlastung bei niedrigeren Werten ebenfalls ein Plateau durchlaufen wird^{60,98}. Pseudoelastisches Verhalten ermöglicht die Abgabe kontinuierlicher und geringer Kräfte über große Strecken⁶⁰, was in der Regel zu Beginn der Behandlung erwünscht ist.

Nickel-Titan-Drähte lassen sich allerdings kaum plastisch formen. Dies erschwert eine wirkungsvolle dreidimensionale Kontrolle der Zähne, worauf es vor allem in den späteren Behandlungsphasen ankommt. Es werden in den einzelnen Behandlungsphasen unterschiedliche Anforderungen an kieferorthopädische Materialien gestellt⁴³: Zu Behandlungsbeginn, wenn umfangreiche Bewegungen in vertikaler und horizontaler Richtung erforderlich sind, soll die eingesetzte Gesamtkraft und dementsprechend auch die Friktion möglichst niedrig sein¹¹⁷. Danach, wenn z.B. bei einem Lückenschluss verstärkt Verschiebungen zwischen Bogen und Brackets in mesiodistaler Richtung stattfinden, sind ebenfalls niedrige Friktionskräfte, aber auch ausreichende Kontrollmöglichkeiten erforderlich. In der abschließenden Phase, wenn

2. Literaturübersicht

weitere Korrekturen durchgeführt werden, z.B. bei der Feineinstellung der Zähne in orovestibuläre Richtung, kann dagegen eine gewisse Friktion erwünscht sein, um unerwünschte Verschiebungen zu verhindern^{26,128,137}. Den jeweiligen Anforderungen versucht man im Allgemeinen durch eine Abfolge unterschiedlicher Drahtmaterialien und Drahtdimensionen Rechnung zu tragen⁷⁰. In der Nivellierungsphase verwendet man z.B. 16er Nickel-Titan-Drähte, zur Kontrolle der anschließenden Zahnbewegungen greift man auf die unten beschriebenen β -Titan-Drähte und für abschließende Korrekturen auf wegen ihrer Formbarkeit und Steifheit geschätzte Stahldrähte oder Kobalt-Chrom-Drähte zurück⁷⁰. Diesbezüglich gibt es freilich hiervon abweichende Präferenzen¹²⁸.

Nickel-Titan-Legierungen wurden zuweilen als problematisch angesehen, weil vermutet wurde, dass sie Nickelallergien auslösen können^{28,51,105}. Hieran sollte sich auch dann wenig ändern, wenn ihre Oberfläche aus Titan besteht⁵⁷ - wegen ihrer Nickelzusätze standen auch Edelstahldrähte in der Kritik, weshalb nickelfreier Edelstahl entwickelt wurde¹⁰⁰. Zahlreiche Untersuchungen ergaben indessen, dass Nickel-Titan ausgesprochen biokompatibel ist¹²¹.

Unter dem Handelsnamen TMA vertriebene sogenannte β -Titan-Legierungen wurden das erste Mal im Jahre 1979 von Goldberg und Burstone in der Kieferorthopädie eingesetzt⁵⁰. Sie schneiden unter dem Aspekt der Biokompatibilität gut ab, weil Patienten keinen risikobehafteten Inhaltsstoffen ausgesetzt sind. Ihr Elastizitätsmodul ist wesentlich niedriger als der von Edelstahllegierungen, die Fähigkeit, nach elastischer Verformung in den Ausgangszustand zurückzukehren, höher als die von Edelstahl⁹⁸.

Das in diesem Vorhaben untersuchte Gummetal ist ebenfalls eine β -Titan-Legierung. Sie besteht aus Titan, Niob, Tantal und Zirkonium (Ti-23Nb-0.7Ta-2Zr-1.2O). Gummetal wurde im Jahr 2001 von der Metallurgy Research Section der Toyota Central R&D Laboratories entwickelt und in Zusammenarbeit mit Maruemu Works Co., Ltd., Toyotsu Material Incorporated, Rocky Mountain Morita Corporation und dem japanischen Kieferorthopäden Hasegawa zunächst in Japan in die Kieferorthopädie eingeführt⁵⁷.

Das breite Spektrum der zur Verfügung stehenden Drähte mit unterschiedlichen Eigenschaften bietet der Kieferorthopädie zahlreiche Optionen. Es macht aber auch ersichtlich, dass sich bisher noch kein Drahtmaterial als optimale Lösung durchgesetzt hat. Tatsächlich sind einige in der Kieferorthopädie an Drähte gestellte Anforderungen schwer von einem Material gleichzeitig zu erfüllen, zudem bestehen zum Teil in den einzelnen Behandlungsphasen, wie oben dargelegt, unterschiedliche Anforderungen.

2. Literaturübersicht

Generell sollen kieferorthopädische Behandlungen effizient gestaltet, d.h. vereinfacht und verkürzt, und Patienten möglichst wenig belastet werden, indem z.B. die Anzahl der unangenehmen Bogenwechsel reduziert wird. Im Einzelnen werden an Drähte u.a. folgende Anforderungen gestellt - einige sind nur in bestimmten Behandlungsphasen von Bedeutung^{37,57,70,93,98}:

- Ihr Elastizitätsmodul soll vor allem in der Anfangsphase der kieferorthopädischen Behandlung niedrig sein, um nicht allzu viel Kraft einsetzen zu müssen, wodurch u.a. Wurzelresorptionen und Schmerzen hervorgerufen werden können.
- Sie sollen gut formbar sein und ausreichend hohe Rückstellkräfte aufweisen.
- Friktionskräfte sollen beim Zusammentreffen von Drähten mit Brackets und Ligaturen gering sein, damit ein möglichst großer Teil der eingesetzten Kraft orthodontisch wirksam wird - ein bei großen Friktionskräften notwendiger hoher Krafteinsatz könnte die Verankerungseinheiten zu stark belasten.
- Drähte sollen eine dreidimensionale Kontrolle bereits in frühen Behandlungsphasen ermöglichen.
- Sie müssen vom Mundhöhlenmilieu ausgehenden Einflüssen standhalten, z.B. dürfen sie nicht korrodieren.
- Sie haben nicht toxisch, nicht allergisierend und nicht kanzerogen zu sein.
- Sie sollen den ästhetischen Anforderungen der Patienten genügen.
- Während der Behandlung sollen sie leicht zu reinigen sein.

In Anbetracht des breiten Anforderungsprofils kann es nicht verwundern, dass das Angebot an unterschiedlichen Drahtmaterialien wuchs und dass man auf der Suche nach noch besseren Lösungen auch auf ursprünglich für andere Zwecke entwickelte Materialien zurückgriff. So sah man für das von Toyota entwickelte Gummetal zunächst Verwendungsmöglichkeiten vor allem für Automobilteile, Präzisionsschrauben, medizinische Geräte, Sportartikel, Brillengestelle und Geräte der Raumfahrtindustrie¹⁰¹. Erst Hasegawa führte es in die Kieferorthopädie ein⁵⁷.

Für den Einsatz in der Kieferorthopädie zeichnet sich Gummetal durch folgende Eigenschaften aus: Es weist eine außerordentlich hohe Elastizität auf und lässt sich leicht plastisch formen⁵⁷. Ein weiteres Charakteristikum ist sein variabler Elastizitätsmodul. Das Dehnungsverhalten folgt nicht dem Hookeschen Gesetz, das linear-elastisches Verhalten mit Proportionalität von Spannung und Dehnung kennzeichnet⁵⁷ (vgl. Abb. 1).

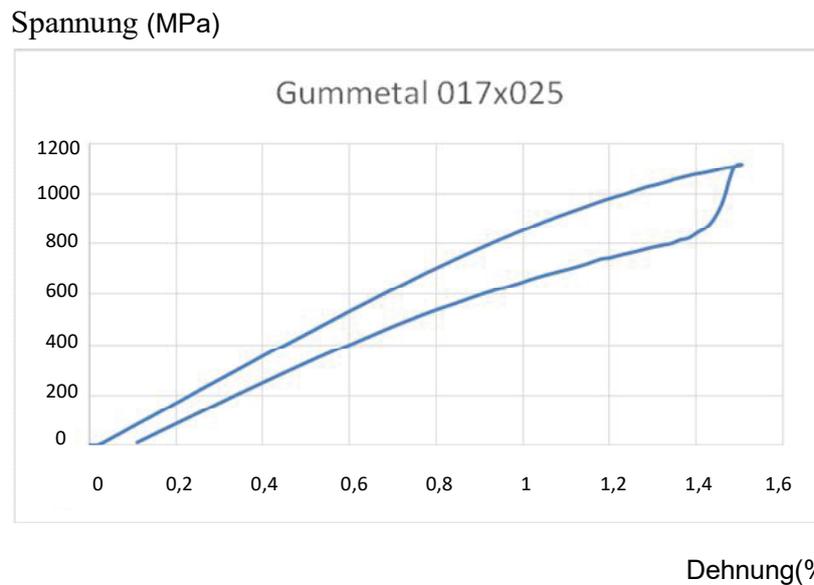


Abb. 1: Spannungs-Dehnungs-Diagramm für Gummetal, entnommen einer unveröffentlichten Untersuchung von Shigeru Yamanaka, Maruemu Works, Osaka, Japan. Abdruck mit freundlicher Genehmigung von Shigeru Yamanaka.

Auf der Suche nach Erklärungen für die als einzigartig eingeschätzten Eigenschaften von Gummetal¹⁰¹ verweisen Liu et al. sowie Plancher et al. auf seine besonderen Kristallgitterstrukturen^{90,110}. Hasegawa und Saito et al. heben in diesem Zusammenhang die aus Abb. 2 zu ersiehende marmorähnliche Oberflächenstruktur nach Kaltbearbeitung hervor¹²².

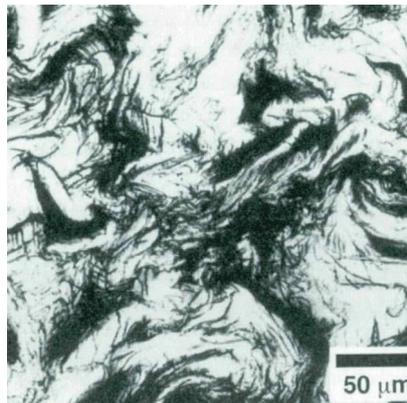


Abb. 2: Marmorähnliche Mikrostruktur von Gummetal nach Kaltbearbeitung. Graphik entnommen: Saito et al¹²². Abdruck mit freundlicher Genehmigung der American Association for the Advancement of Science, New York.

Jedenfalls erfüllt Gummetal aus Sicht Hasegawas, der dieses Drahtmaterial in seiner Praxis seit mehreren Jahren einsetzt, viele der oben dargelegten Anforderungen an orthodontische Drähte in besonderer Weise. Im Einzelnen listet er folgende Eigenschaften auf⁵⁷:

2. Literaturübersicht

- Mit 45 GPa verfügt Gummetal über einen verhältnismäßig niedrigen Elastizitätsmodul. Zudem sinkt dieser mit steigender Belastung. In sofern weist Gummetal gummi-ähnliche Eigenschaften auf, worauf die Namensgebung anspielt.
- Seine Zugfestigkeit ist mit 1000 MPa ausgesprochen hoch und übertrifft die vieler weiterer Legierungen.
- Es weist eine hohe Duktilität auf, d.h. es ist über einen weiten Bereich plastisch formbar ohne zu brechen.
- Es handelt sich nicht um eine Memory-Legierung, weil keine martensitische Transformation stattfindet.
- Es tritt keine nennenswerte Hysterese auf.
- Die Friktion ist verhältnismäßig niedrig.
- Bei Kaltverformung erfolgt keine Aufhärtung, die zur Folge hätte, dass die Legierung an Flexibilität verliert und leicht brechen könnte.
- Es hält vom Mundhöhlenmilieu ausgehenden Belastungen stand.

Insbesondere in dem niedrigen Elastizitätsmodul, dem großen elastischen Arbeitsbereich und der gleichwohl guten Formbarkeit des Materials sieht Hasegawa wichtige Voraussetzungen für eine rasche, zielgerichtete und den Patienten nur wenig belastende Therapie⁵⁷. Ihrem klinischen Einsatz käme auch entgegen, dass sich Gummetaldrähte wegen ihrer hohen Elastizität leicht in Brackets einführen ließen⁵⁷. Ihr ausgesprochen niedriger Elastizitätsmodul und die gute Verformbarkeit erlaubten es, Gummetal mit rechteckigem Querschnitt frühzeitig für eine 3-dimensionale Kontrolle zu verwenden. Schließlich ermöglichten die besonderen elastischen Eigenschaften wie die nichtlineare elastische Verformbarkeit eine starke Aktivierung ohne das Entstehen allzu großer Kräfte. Mit letzterem scheinen indessen Bertl et al.¹⁵ nicht ganz übereinzustimmen. Sie ermittelten in ihren Tests von Gummetal eine im Vergleich mit traditionellen hoch elastischen Bögen höhere Kraftabgabe. Es gäbe zwar bei der Bogenwahl den Wunsch nach Reduzierung der Bögenwechsel, dem aber die „Forderung nach leichten Kräften“ gegenüber gestellt werden müsse¹⁵. In den besonderen mechanischen Eigenschaften sehen indessen auch sie „Vorteile gegenüber anderen kalt verformbaren Materialien wie TMA, Elgiloy oder Stahl“¹⁵.

Während der Behandlung nimmt Hasegawa nur einen einzigen Bogenwechsel vor. Zu Beginn, zur Nivellierung, setzt er kurzzeitig 16er (entspricht 0.016“) Nickel-Titan-Drähte ein. Danach verwendet er Gummetal Vierkantdrähte und zwar während des gesamten folgenden Behandlungsprozesses nur einen einzigen Bogen, der aktiviert bzw. adjustiert wird. Die Verwendung

von insgesamt nur zwei Bögen, ein Vorgehen, das mit konventionellen Materialien nicht möglich sei, einem Nickel-Titan-Rundbogen und einem Vierkantbogen aus Gummetal, vereinfachten die Behandlung und ersparten Patienten den zumeist als schmerzhaft empfundenen häufigen Bogenwechsel. Dementsprechend wird die neue Legierung als ideal für den Einsatz in der Kieferorthopädie angesehen.

Die dargelegten Eigenschaften lassen Gummetal und Gummetalvarianten im Vergleich mit sonstigen β -Titan-Legierungen auch für weitere Verwendungen als besonders geeignet erscheinen, so für metallische Knochenimplantate^{47,101}. Gezogene Drähte aus TNTZ (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr), einer Gummetal-Variante, werden u.a. für den medizinischen Bereich empfohlen¹⁰⁰. Bei Tests im Hinblick auf Materialermüdung indessen scheint Gummetal zumindest im Vergleich mit weiteren β -Titan-Legierungen nicht besser abzuschneiden. So ergaben Untersuchungen, dass das Risiko eines Bruchs bei Gummetal ebenso hoch ist wie bei TMA und Resolve⁹⁷.

2.2 Zahnbewegungen in der Kieferorthopädie

Orthodontische Zahnbewegungen kommen dadurch zustande, dass eine anhaltende Kraft auf den Zahn einwirkt. Hierdurch wird ein Umbau des umgebenden Knochens ausgelöst. Auf der Seite, zu der sich der Zahn bewegen soll, kommt es vermehrt zur Knochenresorption. Auf der Gegenseite findet Knochenapposition im Rahmen biologischer Veränderungen im Desmodont statt^{68,112,125}. Die einzusetzende Kraft wird idealerweise so bemessen, dass sie groß genug ist, um eine effiziente Zahnbewegung herbeizuführen, aber eine Hyalinisierung vermieden wird. Dementsprechend werden vor allem zu Behandlungsbeginn nicht zu große aber kontinuierliche Kräfte als adäquat angesehen^{98,117}. Im Übrigen wird eine positive Korrelation zwischen Dauer der Behandlung, Höhe des Risikos und des Umfangs einer Wurzelresorption beobachtet^{95,125}.

Bei den untersuchten festsitzenden Apparaturen wird die Kraft auf die Zähne von einem Drahtbogen über Brackets übertragen. Hierdurch können Bewegungen allein der Zahnkrone oder der Zahnwurzel (Toquebewegungen) und körperliche Zahnbewegungen ausgelöst werden³⁷. Brackets können bukkal oder lingual auf die Zähne geklebt werden. Das erste Verfahren kommt seit langem und zumeist zur Anwendung und wird dementsprechend ausgiebig in der Literatur behandelt. Es findet im experimentellen Teil dieser Untersuchung Anwendung und wird im Folgenden näher untersucht. Das letztere Verfahren wird vor allem aus ästhetischen Gründen angewendet, weil lingual angebrachte Brackets für Dritte nicht sichtbar sind.

2. Literaturübersicht

Beide Verfahren schaffen unterschiedliche biomechanische Bedingungen, weshalb die jeweiligen Untersuchungsergebnisse grundsätzlich nicht übertragbar sind.

Durch die Kraftapplikation entstehen komplexe biomechanische Beziehungen im System Draht-Bracket-Ligatur-Zahn und im Parodontalsystem⁹⁸. Es kommt zu Kippungen, Rotationen und Aufrichtungen. Zudem finden parodontale Veränderungen statt. Kaukräfte wirken auf Zähne und Bögen. All das beeinflusst die der Bewegungsrichtung entgegenwirkenden Friktionskräfte. Die Folge ist, dass Zähne nicht kontinuierlich am Bogen entlang gezogen werden und kein kontinuierliches Gleiten erfolgt³⁷. Zahnbewegungen bilden vielmehr eine Sequenz von sehr kurzen Sprüngen. Bewegungen setzen ein, wenn Friktionskräfte und der Widerstand des Zahnes überwunden sind, kommen zum Stillstand, wenn diese höher als die eingesetzten Kräfte werden, und setzen sich dann fort, wenn als Folge parodontaler Veränderungen und gegebenenfalls von Kaubewegungen das Widerstandspotential verringert, d.h. das „*friction lock*“ beseitigt ist⁴².

Unter Behandlungsaspekten lassen sich Zahnbewegungen unterschiedlichen Behandlungsphasen zuordnen¹²⁸. Zunächst sind sämtliche Zähne bzw. Bracketslots, die sich zu Beginn in verschiedenen Höhen, Angulationen und Rotationen zueinander befinden, auf das gleiche Niveau zu bringen, d.h., es sind Zahnfehlstellungen in der vertikalen und horizontalen Ebene zu beseitigen. Es folgen Behandlungsziele wie kieferorthopädischer Lückenschluss, Okklusions- und Mitteneinstellung. Die Beseitigung von Fehlstellungen in der vertikalen und horizontalen Richtung erfolgt in der sogenannten Nivellierungsphase, in der auch bereits weitere Aufgaben wahrgenommen werden können¹²⁸. In dieser Phase haben sich elastische dünne Drähte bewährt¹⁴². Es folgt die Führungsphase. In dieser Phase zu bewältigende Aufgaben lassen sich am besten mit Bögen höherer Drahtdimension und Drahtsteifigkeit verwirklichen, weil sie die Kontrolle von Zahnbewegungen in allen drei Dimensionen am besten zulassen. Runddrähte eignen sich kaum für diese Aufgabe. Stattdessen werden Drähte mit rechtwinkligem Querschnitt gewählt. Slots weisen ebenfalls einen rechtwinkligen Querschnitt auf. Zudem sind konventionelle Brackets mit Flügeln versehen, die das Einligieren, d.h. die Befestigung des Bogens am Bracket, mit Hilfe von Ligaturen ermöglichen¹²⁹.

Welche Zahnbewegungen im Einzelnen durch das Einwirken von Kräften auf Brackets initiiert werden, ist von der Lage des Widerstandszentrums (WZ) und des Rotationszentrums einzelner Zähne abhängig. Das Widerstandszentrum ist definiert als Massenschwerpunkt des Zahnes. Seine Position wird von der Anatomie der Wurzeln, ihrer Anzahl und der Höhe des

2. Literaturübersicht

Alveolarkammes bestimmt⁹⁸. Bei einer parodontalen Destruktion verschiebt es sich nach apikal. Das Rotationszentrum ist der Punkt, um den sich der Zahn dreht. Seine Position variiert in Abhängigkeit vom applizierten Drehmoment-Kraft-Verhältnis¹²⁵. Einige ausgewählte Zahnbewegungen werden im Folgenden vorgestellt.

Die Ausgangssituation ist aus Abb. 3 zu ersehen, bei der der Draht konfliktfrei im Slot liegt.

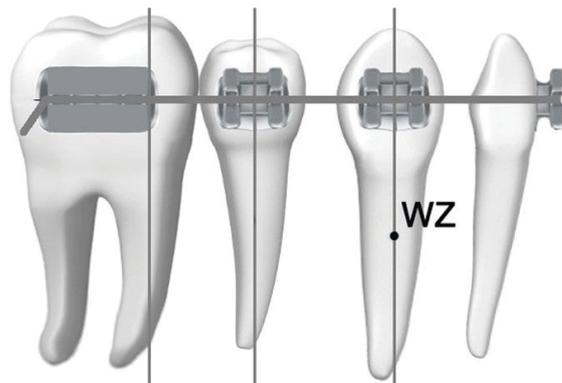


Abb. 3: Konfliktfreie Führung des Drahtes im Slot. Gezeichnet nach Drescher et al.³⁷

WZ: Widerstandszentrum

Bei Kraftangriff, der exzentrisch erfolgt, kippt der Zahn zunächst um sein Widerstandszentrum und zwar so lange, bis es zu einer Berührung zwischen Bracket und Draht kommt^{8,21,37,83} (Abb. 4).

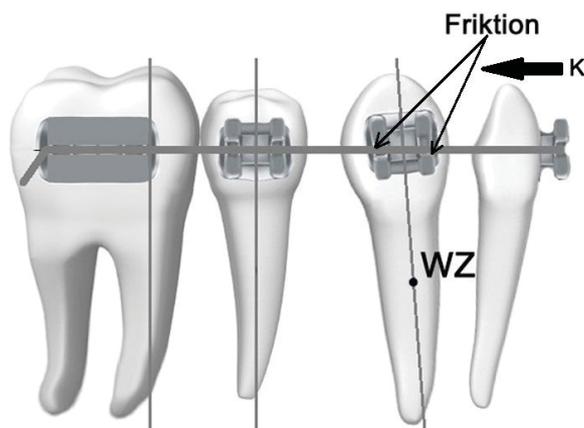


Abb. 4: Kippung des Zahnes um sein Widerstandszentrum (WZ) bei Einwirken einer Kraft (K).

Gezeichnet nach Drescher et al.³⁷

2. Literaturübersicht

Bei zusätzlicher Krafteinwirkung erzeugt der Bogen aufgrund seines elastischen Rückstellvermögens ein gegengerichtetes Aufrichtungsmoment. Dieses Moment wird in Form zweier antiparalleler, senkrecht zu den reibenden Flächen wirkender Kräfte auf das Bracket übertragen. Folge ist, dass der Zahn im Sinne einer Antitip-Bewegung fortwährend eine Aufrichtung erfährt. Hierbei entsteht die sogenannte kippmomentinduzierte Friktion³⁶. Bei der mesiodistalen Bewegung eines Zahnes am Bogen findet ausserdem eine Rotation um seine Längsachse statt (Abb. 5). Hierdurch entsteht zusätzliche Reibung zwischen Bracket und Ligatur.

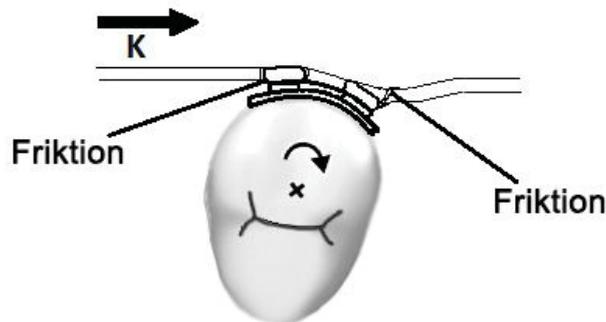


Abb. 5: Rotation um die Längsachse des Zahnes. Gezeichnet nach Drescher et al.³⁷

K: Kraft

Da der Kraftangriff nicht nur oberhalb, sondern auch bukkal des Widerstandszentrums erfolgt, wird zusätzlich ein reaktives Drehmoment erzeugt, das zu einer oro-vestibulären Kippbewegung des Zahnes führt³⁶. Es ruft einen sogenannten Torquekonflikt zwischen Bracket und Bogen hervor, wenn der Führungsbogen den Slot nicht vollständig ausfüllt, was zumeist der Fall ist. Das auf diese Weise entstehende Torquespiel ist abhängig von der Slotgröße und der Dimension des Vierkantdrahtes. Wenn das Torquespiel überwunden ist, kommt es zur Verdrehung des Bogens, was, in Abhängigkeit von dem jeweiligen Torquemoment, einen Einfluss auf die Friktion haben kann. Hierdurch kann die Gesamtfriktion über die angulationsbedingte Friktion angehoben werden¹²⁷.

2.3 Grundlagen der Friktion

Für das Verständnis der bei Zahnbewegungen wirkenden Reibungskräfte sind die während der Industrialisierung im Zusammenhang mit der Weiterentwicklung mechanischer Abläufe erarbeiteten generellen Grundlagen der Friktion und die in den letzten Jahrzehnten durchgeführten Analysen der Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung von Bedeutung.

2. Literaturübersicht

Friktion entsteht bei der relativen Bewegung zweier sich berührender Körper⁴². Es handelt sich um die Kraft, die tangential zur Kontaktfläche ihrer relativen Verschiebung entgegenwirkt. Sie hat zur Folge, dass ein Teil der mechanischen Energie für die Bewegung verloren geht und stattdessen in Wärme umgewandelt wird²⁹. Generelle Grundlagen der Friktion wurden von Leonardo da Vinci (1452-1519), Guillaume Amontons (1663-1705) und Charles Augustin de Coulomb (1736-1806) untersucht. Da Vinci, der Reibung auf die Beschaffenheit aufeinander gleitender Oberflächen zurückführte, beobachtete, dass die Friktionskraft proportional zur Belastung und unabhängig von der Größe der Reibungsfläche ist. Die Beschaffenheit einer Kontaktfläche hängt von den für die beiden Körper verwendeten Werkstoffen und deren Oberflächenstruktur ab. Bei der Belastung handelt es sich um diejenige Kraft, die senkrecht auf die Kontaktfläche wirkt, die sogenannte „Normalkraft“. Sie entspricht bei einem waagrecht auf einer Oberfläche liegenden Körper dessen Gewicht. Den Quotienten aus Friktionskraft (F) und Normalkraft (N) bezeichnete er als Reibungskoeffizienten bzw. als Friktionskoeffizienten (f)³⁴:

$$f = \frac{F}{N}$$

Amontons, der ungefähr zur gleichen Zeit wie Robert Hooke (1635-1703) lebte, sah die Ursache für die Friktion ebenfalls in der Oberflächenrauigkeit und der Kraft, die erforderlich ist, ineinander verzahnte Rauigkeiten beider Flächen zu überwinden. Da Vincis Beobachtung, dass Friktion unabhängig von der Größe der Reibungsfläche ist, erklärte er damit, dass bei einer z.B. doppelt so großen Reibungsfläche das auf einer Flächeneinheit lastende Gewicht nur halb so groß ist wie dasjenige, das auf einer Flächeneinheit lastet³⁴.

Coulomb, der als Ingenieur an einer Schiffswerft beobachtete, dass die dort gebauten Schiffe beim Stapellauf wegen zu großer Friktion zuweilen zum Stehen kamen und umstürzten, befasste sich ebenfalls mit den Gesetzmäßigkeiten der Reibung. Er unterschied zwischen der statischen Friktion, der Haftreibung, und der dynamischen Friktion, der Gleitreibung. Erstere ist die zur Überwindung der Haftung zweier sich berührender Werkstoffflächen aufzuwendende Kraft, letztere die zur Fortsetzung des Gleitens, d.h. der gleichförmigen Bewegung zwischen diesen Werkstoffflächen einzusetzende Kraft. Das Gesetz für die Haftreibung lautet:

$$F_h = f_h \times N,$$

2. Literaturübersicht

wobei F_h die Haftreibung, f_h den statischen Friktionskoeffizienten und N , wie oben, den Betrag der Normalkraft bezeichnet, mit der der Körper auf seine Unterlage drückt.

Das entsprechende Gesetz für die Gleitreibung lautet:

$$F_g = f_g \times N.$$

Bei F_g handelt es sich um die Gleitreibung und bei f_g um den dynamischen Friktionskoeffizienten²⁹.

Beide Reibungskräfte verhalten sich proportional zur Normalkraft. Wenn diese steigt, nimmt die Friktion zu⁹⁸. Coulomb fand heraus, dass die statische Reibung höher als die dynamische Reibung ist. Der Unterschied zwischen den beiden Reibungsarten hängt von der Materialbeschaffenheit ab. In jedem Fall ist die statische Friktion kurz vor Erreichen des Gleitzustandes am höchsten^{29,34,98}.

Coulomb beobachtete ferner, dass die dynamische Friktion unabhängig von der Geschwindigkeit aufeinander reibender Flächen ist – eine ebenfalls als Reibungsgesetz bezeichnende Gesetzmäßigkeit³⁴. Diese Aussage gilt allerdings nur grundsätzlich. Wie eine Studie aus Japan ergab, kann sie geringfügig mit der Relativgeschwindigkeit der sich reibenden Flächen variieren¹⁵². Auch kann, anders als da Vinci beobachtete, die Friktion mit der Größe der Kontaktfläche zunehmen, weil die Wahrscheinlichkeit einer Interaktion der beiden Oberflächen, d.h. eines gegenseitigen Verhakens der Rauigkeiten, steigt⁹⁸.

In der Kieferorthopädie entsteht Friktion dann, wenn bei der bogengeführten Zahnbewegung ein Draht in Kontakt mit einem Bracket oder einer Ligatur kommt. Man beobachtete, dass ca. 40-50 Prozent der aufgewendeten Kraft durch Friktion verloren gehen^{18,35}. Den Gesetzmäßigkeiten, die wirken, wenn von bukkal eine orthodontische Kraft angreift, wandte man sich indessen erst verhältnismäßig spät zu, lange nachdem die Grundlagen der orthodontischen Behandlung mit festsitzenden Apparaturen Ende des 18. Jahrhunderts, Anfang des 19. Jahrhunderts durch Edward Angle gelegt¹¹² worden waren. Andreasen und Quevedo gehören zu den ersten, die sich mit diesen Fragen befassten. Im Jahr 1970 verwiesen sie darauf, dass Friktion in der Kieferorthopädie erst seit den 50er Jahren überhaupt thematisiert wurde, seither aber noch keine quantitativen Schätzungen der Kräfte vorgenommen worden seien, die nötig sind, um Friktion zu überwinden⁵. Zu ihren Forschungsergebnissen gehört u.a. die Beob-

bachtung, dass eine verstärkte Zahnkipfung, d.h. eine zunehmende Angulation, die Friktion erhöht.

Auch zehn Jahre später ist die Zahl entsprechender systematischer Forschungen noch gering, wie Frank und Nikolai beobachteten⁴². Sogar noch in einem im Jahr 1989 erschienenen Artikel sehen Drescher et al. Anlass, ihre Verwunderung darüber auszudrücken, wie wenig wissenschaftlich fundierte Arbeiten zu der Problematik publiziert wurden, obwohl Kliniker täglich mit Friktionsproblemen konfrontiert sind³⁷. So können Reibungskräfte Behandlungen verlängern, Behandlungserfolge in Frage stellen und Patienten unnötig belasten.

Inzwischen hat sich die Situation geändert. Zahlreiche Veröffentlichungen liegen vor, bei denen es darum geht, die Friktion und ihre Determinanten zu bestimmen, Reibungsverluste bei Behandlungen richtig einzuschätzen und Materialkombinationen zu finden, mit denen sich Reibung verringern lässt³⁶. So wird der Einfluss von Drähten, Brackets, Ligaturen, der Elastizität und Oberflächenbeschaffenheit der verwendeten Materialien, ihrer Dimension, ihres Designs u.a. auf die Friktion untersucht^{5,17,35-37,63,70,76,128,129} und abgeschätzt, welches Gewicht die einzelnen Einflussfaktoren bei der Entstehung der Friktion haben³⁵. Es wird gefragt, wie sich Angulation und Torque auf die Friktion auswirken¹²⁷ und wie sich Übergänge vom geradlinigen Gleiten in komplexe Bewegungen modellhaft erfassen lassen^{37,76}. Man fand heraus, dass die Friktionskraft als Folge des sog. Bindings linear zur Angulation zwischen Bracket und Bogen steigt^{27,37,42,129,145}, dass es bei Verwendung sehr hoher Kräfte und leicht deformierbarer Drähte zur Verklebung und plastischen Deformation des Bogens, dem sogenannten Notching, kommen kann, - man solle daher bei der bogengeführten Zahnbewegung auf eine ausreichend hohe Drahtdimension achten - und dass bei der mesio-distalen Zahnbewegung Rotationen um die Zahnlängsachse stattfinden, wodurch zusätzliche Reibung zwischen Bracket und Ligatur entsteht^{37,128}, wie oben in Abb. 5 dargelegt wurde.

Solange Zahnbewegungen ein leichtes Gleiten des Drahtes in den Brackets bewirken, d.h. solange Drähte sich im wesentlichen geradlinig in diesen bewegen, treten Reibungskräfte auf, die den oben dargelegten Reibungsgesetzen unterliegen, d.h. ihre Höhe ergibt sich aus dem Produkt aus dem materialspezifischen kinetischen Friktionskoeffizienten und der auf die Berührungsfläche wirkenden Normalkraft. Ersterer hängt vom Material des Drahtes und des Bracketslots ab, in dem der Draht gleitet. Letztere bezeichnet die Kraft, mit der der Draht in den Bracketslot gedrückt wird⁷⁶. Allerdings machen Drescher et al. darauf aufmerksam, dass sich die Andruckkraft durch elastisches Nachgeben des Drahts verringern kann, weshalb auch sein Verformungswiderstand für die Reibung maßgeblich ist³⁷. Bevor die Bewegung einsetzt,

ist die Haftreibung zu überwinden, die von den gleichen Determinanten abhängt, freilich ist der für die Haftreibung maßgebliche Friktionskoeffizient anzusetzen.

Ein solches problemloses Gleiten der Zähne entlang des Drahtes lassen die kieferorthopädische Ausgangskonstellation, die Konstruktionsprinzipien von Bracket-Bogen-Systemen und die durch die in ihnen wirkenden Kräfte hervorgerufenen Positionsveränderungen von Zähnen indessen kaum zu. Weil Drähte anguliert und gegebenenfalls verdrillt werden, bilden Zahnbewegungen vielmehr die oben dargelegten Sequenzen von kurzen Sprüngen entlang von Drähten. Es werden Friktionskräfte wirksam, die komplexer und größer sind als die beim Gleiten der Zähne entlang des Drahtes⁷⁶.

Es stellt sich die Frage, wie diese Friktionskräfte in Tests zu erfassen sind. Da die Reibung zwischen Draht und Brackets Elemente sowohl der statischen als auch der dynamischen Friktion aufweist, müssten grundsätzlich beide Friktionsarten gemessen werden. In der Mehrzahl der Untersuchungen beschränkt man sich indessen auf die Bestimmung allein der dynamischen Friktion. Hierfür sind u.a. folgende Gründe maßgeblich: Individuelle Zahnbewegungen laufen kaum nach dem gleichen Schema ab. Die komplizierten biomechanischen Vorgänge von Zahnbewegungen am Bogen lassen sich daher schwer in einem Versuchsaufbau nachvollziehen. Eine Fokussierung auf Teilaspekte der Bewegung ist daher erforderlich³⁷. Außerdem zeigen ausgiebige Untersuchungen, dass sich Materialien im Ranking nach der Höhe ihrer dynamischen und statischen Friktion nicht voneinander unterscheiden⁴².

Unter anderen vertreten Drescher et al. daher die Auffassung, dass die Fokussierung auf Messungen der dynamischen Friktion eine brauchbare Basis für Friktionsvergleiche unterschiedlicher Bracket-Bogen-Elemente schafft, zumal sie in Tests leichter reproduzierbar sind, auch wenn klinische Bedingungen nur unzureichend simuliert sind³⁷.

Eine Systematisierung der dynamischen Prozesse, bei denen sich als Folge der oben dargelegten Zahnbewegungen Draht-Bracket-Konstellationen ändern und mehr oder weniger geradliniges Gleiten in komplexe Bewegungen übergeht, haben Drescher et al. vorgenommen. Folgende Phasen werden unterschieden³⁷: Zunächst, in der ersten Phase, liegt der Bogen - zumindest im Idealfall des geradlinigen Gleitens - „konfliktfrei im Slot“³⁷. Dies ist daraus zu erkennen, dass zwischen Draht und Slotbegrenzung ein Spiel besteht. In der zweiten Phase kommt es zu Kontakten zwischen Draht und Bracket, weil eine mesiodistale Kraft an einem Ansatzpunkt außerhalb des Widerstandszentrums wirkt und Kippungen und Rotationen des

2. Literaturübersicht

Zahnes verursacht. Bei fortgesetzter Kraftanwendung, wenn sich die Kraft an der Kontaktfläche von Draht und Bracket bzw. äußeren Bracketkante erhöht, wird der Draht elastisch deformiert, es tritt das sog. Binding auf. Hieraus resultiert Reibung, die zu Lasten der eingesetzten kieferorthopädisch wirksamen Kraft geht. Die elastische Deformation des Drahtes bewirkt ein entgegengesetztes Drehmoment, das auf den Zahn im Sinne der oben dargelegten Antitip- und Antirotationsbewegung einwirkt. Hierdurch werden in der vierten Phase eine Derotation und eine Achsenkorrektur durch Nachziehen der Wurzel ausgelöst. Schließlich kann der Draht dauerhaft deformiert und eine Verklemmung des Brackets hervorgerufen werden. Dieses sog. Notching, das eine Überlastung der Verankerung zur Folge haben kann, führt zum Stillstand der Bewegung. Entsprechende Konsequenzen sind bei der Verwendung leicht deformierbarer Drähte oder schmaler Brackets, unzureichender Nivellierung der Zähne und beim Einsatz zu hoher Kräfte zu erwarten³⁷.

Eine vergleichbare Systematisierung der auftretenden Friktionskräfte wird auf Basis der Beziehungen zwischen Angulation und Reibungskräften vorgenommen. Es lassen sich bei schrittweiser Erhöhung der Angulation folgende Phasen mit ganz spezifischen Friktionsarten unterscheiden⁷⁶: Die Phase der ligaturbedingten Friktion, die Kusy als „klassische Friktion“ bezeichnet, mit den niedrigsten Friktionswerten, die Phase, in der zu dieser Binding hinzukommt, und die Notchingphase.

Zunächst, bei geringer Angulation, findet ein Gleiten statt, das allein durch „klassische“, vom Reibungskoeffizienten und der Normalkraft bestimmte Reibungskräfte behindert wird. Diese bleiben konstant auf einem relativ niedrigen Niveau. Eine solche Konstellation entspricht der obigen ersten Phase⁷⁶.

Sobald die Angulation dasjenige Winkelmaß überschreitet, bei dem der Draht die Slotkanten berührt und als Folge eine elastische Deformierung erfolgt, kommt Binding als weitere Friktionskomponente hinzu^{15,21,83,131}. Der Übergang von der ligaturbedingten Friktion zur kippmomentinduzierten Friktion, Binding, hängt allein von den geometrischen Bedingungen des Bracket-Bogen-Systems ab. Im Einzelnen sind Drahtdimension, Slotgröße und Bracketweite dafür maßgeblich, ab welcher Angulation der Draht die Slotkanten berührt^{37,83}. Bei größeren Niveauunterschieden zwischen zwei benachbarten Brackets wird der kritische Kontaktwinkel früher erreicht⁷⁶. Die Deformation ist elastisch, weil der Draht, würde die Angulation beseitigt werden, wieder seine vorherige Form annimmt. Wenn die Angulation als Folge der entlang des Drahtes herbeigeführten Zahnbewegungen zunimmt, wird der Draht entsprechend stärker

auf die Slotkanten gedrückt. Die elastische Deformation und damit die Friktion steigen weiter, das Gleiten wird zunehmend abgebremst. Zu den Determinanten der Friktionskräfte in dieser Phase gehören u.a. das Ausmaß der Angulation, der materialabhängige kinetische Bindungskoeffizient, der Elastizitätsmodul des Drahtes, bracketgeometrische Bedingungen wie Bracketweite und Bracketabstände⁷⁶ und die Oberflächenbeschaffenheit des Drahtes^{35-37,123}. Welches Gewicht die einzelnen Determinanten haben, wird noch diskutiert. Studien ergaben, dass die Oberflächenrauigkeit neben der Drahtdimension, Bracketbreite und Elastizität des verwendeten Bogenmaterials einen großen Einfluss auf die Friktion hat^{35,36,128}. Dementsprechend sind reibungsarme Oberflächen eine wichtige Voraussetzung für ein friktionsarmes Gleiten des Drahtes im Bracketslot. Allerdings reicht eine adäquate Oberfläche dann nicht aus, wenn, wie Drescher et al. beobachteten, herstellungsbedingte Grate in den Slot hineinragen³⁷. Die Bindingphase entspricht Phase zwei bis vier oben.

Die durch elastische Deformation hervorgerufenen Friktionskräfte steigen mit zunehmender Angulation, bis diese ein Winkelmaß erreicht, bei dem der Draht sich nicht mehr elastisch verformt, sondern beschädigt wird. Dies entspricht der oben dargelegten Situation, in der Notching eintritt. Folge ist, dass das zuvor schon immer stärker abgebremste Gleiten der Zähne am Draht zum Stillstand kommt^{8,9,32,83}. Kaubewegungen und Änderungen der Zahnposition können ein Weitergleiten ermöglichen, aber nur vorübergehend⁷⁶. Bei erzwungener Weiterbewegung wird der Draht plastisch deformiert und bleibend geschädigt.

Unter Friktionsgesichtspunkten würde man vor diesem Hintergrund eine Angulation anstreben, die möglichst wenig über das Winkelmaß hinausgeht, bei dem die ligaturbedingte Friktion in Binding übergeht, weil dann der größte Teil der erzeugten Kräfte kieferorthopädisch wirksam wird. Höhere Angulationen sind mit steigender Friktion verbunden^{5,37,42,102,145,150} und sollten demnach unter Friktionsaspekten vermieden werden. Unter den gleichen Gesichtspunkten soll die Angulation nicht diejenige Höhe erreichen, bei der Binding in Notching übergeht, weil dann die Zahnbewegung zum Stillstand kommt. Im klinischen Alltag sind derartige Bedingungen freilich schwer realisierbar.

2.4 Friktion im Bracket-Bogen-System

Der obige Überblick lässt erkennen, dass zu den Determinanten der Friktion in Bracket-Bogen-Systemen u.a. die Art der verwendeten Materialien, deren Elastizitätsmodul, Steifigkeit, Oberflächenrauigkeit, Geometrie, d.h. Dimension und Abstand zueinander, die Höhe der wirksamen Normalkraft und das Ausmaß der Angulation sowie des Torques gehören. Hinzu

2. Literaturübersicht

kommen Faktoren, die das Milieu im weitesten Sinne bestimmen, innerhalb dessen *in vivo*-Zahnbewegungen stattfinden wie Speichel, Kaubewegungen, Temperatur, Zahnbeweglichkeit, parodontale Ausgangssituation, Alter des Patienten. Welche Wege im Einzelnen beschritten werden, um Friktion in Bracket-Bogen-Systemen zu verringern, wird in den folgenden Ausführungen dargelegt, in denen ausgewählte Ergebnisse experimenteller Untersuchungen und Vergleiche unterschiedlicher Elemente von Bracket-Bogen-Systemen vorgestellt werden.

Bei dem Versuch, einen Überblick zu geben, stellt sich folgendes Problem. Ziel ist, möglichst generelle Tendenzen aufzuzeigen. Die meisten vorliegenden Ergebnisse sind aber jeweils unter ganz spezifischen Testbedingungen, d.h. beim Einsatz bestimmter Brackets, Bögen, Ligaturen und unter spezifischen Milieubedingungen erzielt worden. Minimale Abweichungen können, wie nachfolgend behandelt, gegebenenfalls ganz andere Ergebnisse hervorbringen. Obwohl Aussagen daher streng genommen nur für die jeweilige funktionelle Einheit Geltung haben, wird versucht, Einflüsse von Drähten, Brackets, Ligaturen und ausgewählten Aspekten des Milieus dann zu generalisieren, wenn dies vertretbar erscheint, weil entweder eine größere Zahl vergleichbarer Testergebnisse vorliegt oder die Bedingungen in Tests entsprechend variiert wurden, um allgemeine Ergebnisse zu erhalten. Abweichende Beobachtungen werden jeweils vorgestellt.

2.4.1 Drähte

Bei der Suche nach den für die Friktion maßgeblichen Eigenschaften von Drähten werden u.a. Material, Oberflächenbeschaffenheit und Art der Oberflächenbeschichtung, Abnutzungsgrad, Drahtsteifigkeit sowie Drahtgeometrie genannt.

Um die Abhängigkeit der Friktion von Materialeigenschaften zu eruieren, wurden Drähte aus Edelstahl-, Kobalt-Chrom-, Nickel-Titan- und β -Titan-Legierungen in Kombination mit zahlreichen Brackettypen in unterschiedlichen Milieus und unter voneinander abweichenden Testbedingungen gemessen. Die meisten Untersuchungsergebnisse ergeben unter Friktionsaspekten die folgende Reihung: Stahldrähte haben die niedrigste Friktion, insbesondere in Verbindung mit Stahlbrackets^{37,75,102,111,147}. Es folgen Kobalt-Chrom und Nickel-Titan^{7,37,91,102,147}. TMA bzw. β -Titan-Legierungen weisen die höchste Friktion auf^{7,22,23,33,36,37,45,69,74,80,87,102,109,123,138,144,147}.

Von dieser Reihung gibt es Abweichungen. So ergeben von Guerrero et al. durchgeführte Tests, dass Stahldrähte und Nickel-Titan-Drähte vergleichbare Friktionswerte aufweisen. Bei

einer auf das Bracket einwirkenden Angulation von 10° ergeben sich bei Stahl sogar höhere Friktionswerte als bei Nickel-Titan⁴⁹. Der Grund hierfür ist allerdings in der starren Angulation des Brackets zu sehen. So ist, wie Drescher et al. darlegten, die Andruckkraft eines Drahtes mit geringem Verformungswiderstand wesentlich kleiner als die steifer Drähte³⁷. Unterschiedliche Ergebnisse erzielten auch Bazakidou et al., die Drähte in Kombination mit Stahlbrackets und ästhetischen, d.h. Keramik-Brackets verglichen. Stahl wies zwar auch die niedrigste Friktion auf, jedoch schnitten β -Titan-Drähte unter Friktionsaspekten im Durchschnitt besser ab als Nickel-Titan-Drähte¹¹. Neben Drähten aus herkömmlichen Legierungen wurden Drähte aus weiteren Materialien getestet. Zu ihnen gehören Kompositdrähte (*unidirectional fiber-reinforced polymer*), die unter den gewählten Testbedingungen höhere Friktionswerte als Stahl, aber niedrigere als Nickel-Titan- und β -Titan-Drähte (TMA) aufwiesen. Allerdings zeigten sie unter dem Rasterelektronenmikroskop starke Abnutzungserscheinungen, weshalb vorgeschlagen wird, beschichtete Varianten einzusetzen¹⁵³.

Oberflächenbeschichtungen werden vor allem vorgenommen, um reibungsärmere Oberflächen zu erhalten. In Tests werden die erzielten Ergebnisse differenziert beurteilt. Rudge et al. untersuchten die Oberflächenrauigkeit und den Friktionskoeffizienten von ästhetisch beschichteten Nickel-Titan-Drähten und stellten fest, dass diese eine höhere Oberflächenrauigkeit und einen größeren Friktionskoeffizienten aufwiesen nicht nur als Stahldrähte, sondern auch als nicht beschichtete Nickel-Titan-Drähte¹²⁰. Husmann et al. verglichen Drähte mit unterschiedlichen Oberflächenbeschichtungen mit unbeschichteten Referenzgruppen und beobachteten dagegen, dass mit Teflon, Polyethylen und Ionenimplantation beschichtete oder veränderte Drähte jeweils weniger Reibungsverlust zeigten⁶². Vor allem teflonbeschichtete Drähte haben Friktionsvorteile. Sie sind bei Belastung jedoch wenig stabil, wie Bourauel et al. an Hand eines REM Bildes belegen¹⁸. Ausgesprochen gute Friktionswerte weisen mit Nanopartikeln aus Zinkoxyd beschichtete Stahldrähte bei unterschiedlichen Angulationen auf. Sie liegen, wie Kachoel et al. beobachten, je nach Dimension bis zu 51 Prozent unter den Friktionswerten unbeschichteter Referenzgruppen⁶⁷. Auch β -Titan-Legierungen werden modifiziert²⁴. So erfahren ihre Oberflächen zur Entfernung von Rauheitsspitzen eine Plasmabehandlung, andere werden mit Teflon beschichtet^{18,62,133} oder elektrochemisch behandelt. Durch letzteres kann die Friktion um 12 Prozentpunkte verringert werden. Eine elektrochemische Behandlung von Nickel-Titan-Drähten erbringt eine Friktionsreduzierung von 10 Prozentpunkten⁹⁶.

2. Literaturübersicht

Die Abhängigkeit des Friktionskoeffizienten von der Oberflächenbeschaffenheit eines orthodontischen Materials ist vielfach belegt^{17,35-37,88}. Drescher et al. sehen in der Oberflächenbeschaffenheit den maßgebenden Faktor für das Friktionsverhalten orthodontischer Materialien³⁶. Zur Messung der Rauigkeit stehen unterschiedliche Verfahren zur Verfügung, so z.B. die *surface profilometry*, die *laser specular reflectance* und die *atomic force microscopy*¹⁷. Kobalt-Chrom-Legierungen z.B. haben eine glatte Oberfläche und weisen daher in Verbindung mit Metallbrackets eine relativ niedrige Friktion auf. Sie ist geringer als die von Nickel-Titan und TMA^{35,37,45,128,144}. Letzteres, obwohl nicht ohne weiteres ersichtlich^{35,36}, verfügt über eine ausgeprägte Oberflächenrauigkeit. Seine Friktion ist dementsprechend hoch^{35,45,128,144}, bis zu sechsmal größer als die von Bögen aus Stahldraht³⁵. Jedenfalls wird zwischen der Oberflächenrauigkeit von Stahl-, Kobalt-Chrom- und Nickel-Titan-Drähten und deren Friktionskoeffizienten eine positive Korrelation gemessen und daher ein Anstieg der Friktion bei zunehmender Oberflächenrauigkeit angenommen^{17,36,37,81,88}.

Es gibt aber auch Untersuchungsergebnisse, die diese Annahme zumindest in ihrer generellen Form nicht bestätigen¹¹³. Kusy et al. sowie Vaughan et al. z.B. beobachteten im Rasterelektronenmikroskop bei Nickel-Titan eine höhere Oberflächenrauigkeit als bei TMA, obwohl letzteres eine höhere Friktion aufweist^{88,147}. Auch Zufall et al. konnten in ihren Untersuchungen u.a. von Kunststoffdrähten keine Korrelation zwischen deren Friktionskoeffizienten und Oberflächenrauigkeit feststellen¹⁵³. Rudge et al. sowie Husman et al., die ausgewählte beschichtete Drähte mit unbeschichteten Drähten verglichen, sehen ebenfalls keinen eindeutigen Zusammenhang zwischen Oberflächenrauigkeit und Friktion^{62,120}. Zur Erklärung dieser gegensätzlichen Beobachtungen kann vielleicht die bei der Untersuchung von Titanbrackets gemachte Beobachtung herangezogen werden, dass es nicht nur auf das Ausmaß der Rauigkeit, sondern auch auf deren Geometrie und Orientierung ankommt⁶¹.

Untersuchungen des Einflusses des Abnutzungsgrads ergeben, dass mit steigender mechanischer Abrasion die Friktion zunehmen kann. Wenn Abnutzung zur Beschädigung der Drahtoberfläche führt⁸, wird diese weniger glatt und erzeugt genauso wie raue Oberflächen mehr Friktion. Derartige Beschädigungen sind seltener bei Materialien mit harten Oberflächen², häufiger dagegen beim längeren Einsatz von beschichteten Materialien zu beobachten⁴⁰. Der Abnutzung können auch unbeschichtete Drähte unterliegen, wie die oben genannten von Zufall et al. getesteten Kompositdrähte, deren anfängliche Friktionsvorteile als Folge der Abnutzung teilweise oder ganz verloren gingen⁹⁹. Selbst bei Stahldrähten werden Abnutzungen be-

obachtet⁹³. Im Übrigen sind Drahtbeschädigungen insbesondere bei der Verwendung von Keramikbrackets zu beobachten^{8,72,135}.

Drähte werden im Bracket-Bogen-System stärker gebogen, wenn sie eine geringe Biegesteifigkeit aufweisen, wodurch sich tendenziell eine höhere Friktion ergeben kann. Bei der Biegesteifigkeit handelt es sich um den Widerstand des Drahtes gegen elastische Verformung durch ein Drehmoment. Sie hängt vom Elastizitätskoeffizienten des Materials und dessen Geometrie ab²⁹. So schneidet TMA, dessen Steifigkeit sich auf ca. 40 Prozent von der von Stahl beläuft¹¹², unter Friktionsaspekten wesentlich schlechter als Stahl ab. Allerdings gibt es Ausnahmen. Nickel-Titan, das elastischer als TMA ist, rangiert unter Friktionsaspekten trotzdem vor TMA^{98,112}.

Maßgeblich für die Drahtgeometrie sind Drahtquerschnitt und Drahtdimension. Zum Einsatz kommen Vierkantbögen und Rundbögen unterschiedlicher Dimension. Erstere erzeugen mehr Friktion als Runddrähte^{7,103,109,136,138,147,150}. Drescher et al. machen darauf aufmerksam, dass für die Reibung bei rechteckigen Bögen vor allem ihr vertikaler Drahtquerschnitt maßgeblich ist^{35,36}. Im Übrigen belegen Studien, dass mit steigendem Drahtdurchmesser die Friktion im Allgemeinen wächst^{5,7,22,37,61,75,92,137,138,147}. Da, wie u.a. Joch et al. beobachteten, trotz Normung nach DIN 13971 Drähte kleiner oder größer als angegeben ausfallen können, weisen Drähte auch deswegen eine andere Friktion als erwartet auf - ein Sachverhalt, dem bei der orthodontischen Kraftdosierung Rechnung getragen werden müsse⁶⁵.

2.4.2. Brackets

Im Wesentlichen lassen sich drei Gruppen von Brackets unterscheiden: Konventionelle Brackets, die, da sie keinen Verschlussmechanismus für Drähte besitzen, Ligaturen benötigen, und passiv sowie aktiv selbstligierende Brackets mit eigenem Schließmechanismus.

Brackets werden aus Stahl, Titan, Keramik und Kunststoff hergestellt. Edelstahlbrackets gelten wegen ihrer niedrigen Friktion trotz aller Neuerungen immer noch als „Goldstandard“ verglichen mit Brackets aus anderen Materialien. Durch Sinterverfahren kann ihre Friktion gegenüber der von gegossenen Edelstahlbrackets sogar um ca. 40 Prozent reduziert werden^{69,147}.

Indessen ergeben zahlreiche Tests, dass auch Titanbrackets eine geringe Friktion aufweisen, vergleichbar der von Stahlbrackets^{16,71,75,78,86}. Husain et al. dagegen beobachteten bei Titan

2. Literaturübersicht

höhere Friktionswerte, die sie auf die besondere Geometrie der Rauigkeit von Titan zurückführen⁶¹. Stahl- und Titanbrackets unterscheiden sich, wie Kapur et al. zeigten, dahingehend, dass bei letzteren die Friktion bei Zunahme der Drahtdimension abnimmt, während sie bei ersteren ansteigt⁷¹. Im Übrigen findet Titan wegen seiner Biokompatibilität bei dentalen Implantaten und in Prothesen Anwendung¹³⁹.

Ästhetische Erwägungen veranlassen viele Patienten, zahnfarbene oder durchsichtige Brackets zu wählen, bei denen es sich zumeist um keramische Brackets handelt. Ein breites Spektrum keramischer Brackets steht zur Verfügung. So gibt es u.a. monokristalline und polykristalline Brackets. Erstere bestehen aus einem Saphir, d.h. einem Kristall aus Aluminiumoxid. Sie werden keinem Sinterverfahren unterzogen, weisen eine besonders gute Transluzenz auf und sind härter sowie zugfester als polykristalline Brackets, die aus gesinterten Partikeln aus Aluminiumoxid bestehen^{130,134}.

Den Vorteilen, ästhetischen Ansprüchen und denen der Biokompatibilität zu genügen, stehen allerdings gewichtige Nachteile gegenüber. In der Regel weisen sie eine hohe Friktion auf^{7,12,23,46,75,92,102,130,135}. So wurde das Friktionsverhalten verschiedener Keramikbrackets mit dem von Stahlbrackets in zahlreichen Tests verglichen, bei denen sie schlechter abschneiden^{7,12,72,75,102,130,135}. Polykristalline keramische Brackets zeigen in Kombination mit beschichteten Drähten eine höhere Friktion als die monokristalline Variante, wie u.a. Agha und Al-Janabi herausfanden¹. Die Ursache für die nicht so hohen Friktionswerte monokristalliner Brackets machen Aufnahmen mit dem Rasterelektronenmikroskop ersichtlich, auf denen zu erkennen ist, dass sie wesentlich glatter als polykristalline Brackets und in ihrer Oberflächenrauigkeit mit Stahlbrackets nahezu vergleichbar sind^{123,130}.

Den Grund für die generell höheren Reibungswerte von Keramikbrackets sehen Schumacher et al. und Cha et al. u.a. in den scharfen Kanten im Slotbereich. Diese führen in Verbindung mit dem hohen Härtegrad des Materials leicht zu Verkantungen von Draht und Bracket^{27,130}. Zu dem Friktionsnachteil kommt hinzu, dass keramische Brackets spröde¹³⁴, porös und härter (Mohssche Härteskala: 9¹³⁰) als Stahlbrackets sind¹³⁵. Hierdurch kann es leicht zum Brechen der Ligatur, zu Schmelzdefekten beim Debonding und zur Beschädigung antagonistischer Zähne bei Kontakt kommen^{11,23,46,134}.

Trotzdem werden Keramikbrackets wegen ihrer Transluzenz von Patienten geschätzt und spielen insbesondere im Frontzahnbereich eine gewichtige Rolle^{27,130}. Bevorzugt wird ihre

2. Literaturübersicht

monokristalline Variante^{27,49,130,135}, die ästhetischen Anforderungen besonders genügt. Im posterioren Segment werden dagegen häufig Stahlbrackets geklebt. Die Verwendung unterschiedlicher Bracketmaterialien kann allerdings vor allem bei einer Eckzahnrektion nach Prämolarenextraktion zu Verankerungsproblemen führen, da keramische Brackets eine höhere Friktion aufweisen als die Stahlbrackets im posterioren Verankerungssegment^{12,46,135}. So beobachteten Tanne et al., dass bei einer Eckzahnrektion mit keramischen Brackets 30-50 Prozent weniger Bewegung resultierte als beim Einsatz von Stahlbrackets¹³⁵. Keramische Brackets können zudem die Haltbarkeit des Bracket-Bogen-Systems beeinträchtigen, weil sie häufiger als Stahlbrackets die Drahtoberfläche beschädigen¹³⁵.

Ihre Beliebtheit veranlasste Hersteller, nach Möglichkeiten zu Verbesserungen im Friktionsverhalten zu suchen. Abrunden der Slotkanten erwies sich als hilfreich^{102,130}, damit der Draht erst bei einer höheren Angulation die Kanten des Bracketslots berührt. Besonders effektiv in dieser Hinsicht sind Einlagen und Beschichtungen, z.B. Stahl- und Gold-Sloteinlagen, Siliziumbeschichtungen u.a.^{23,27,82,114}. Durch Stahl- oder Goldeinlagen können die Friktionswerte fast auf das Niveau von Stahlbrackets reduziert werden^{75,82,102,114}. Auf diese Weise lassen sich beide Ziele, gute Ästhetik und niedrige Friktion, gleichzeitig verwirklichen.

Zur Friktionsreduzierung wird die Oberfläche auch anderer Materialien wie Titan und Stahl mit gutem Erfolg entsprechend behandelt. Die Folge spezieller Beschichtungen ist, dass die ursprünglichen Materialien dann nicht mehr direkt miteinander Kontakt haben. Zuweilen erhöhten Beschichtungen die Dimension der Brackets, woraus sich Änderungen im Bracket-Bogen-System ergaben. Dies lässt sich inzwischen als Folge der Fortschritte bei Beschichtungsmaterialien und -methoden vermeiden⁷⁶.

Kunststoffbrackets bestehen aus Polykarbonat, Acryl, Nylon, Epoxid oder Polysulfon. Wegen Rissbildung, Deformation, Verfärbung, Geruchbildung und sonstiger häufig auftretender Probleme werden sie nur bei kurzer Therapiedauer vor allem bei Erwachsenen eingesetzt^{107,116}. Ihr Friktionsverhalten wird unterschiedlich beurteilt. Tselepis et al. beobachteten bei Brackets aus Polykarbonat im Vergleich zu keramischen Brackets und Stahlbrackets die höchsten Friktionswerte¹⁴⁵. Pillai et al. dagegen, die Kunststoffbrackets mit Brackets aus Stahl und Keramik und mit selbstlegierenden Brackets verglichen, beobachteten bei Kunststoffbrackets weniger Friktion als bei Keramik- und Stahlbrackets¹⁰⁷. Zu einem vergleichbaren Ergebnis kamen Bazakidou et al. bei ihrer Untersuchung der Friktion von Kunststoffbrackets im Vergleich mit Keramik- und Stahlbrackets¹¹.

2. Literaturübersicht

Neben den verwendeten Werkstoffen werden Brackets nach weiteren Merkmalen, ihrer Breite, d.h. der Länge des Slots, und der Slothöhe unterschieden. Die Bracketbreite ist einer der Faktoren, der für den Übergang von der klassischen Friktion zum Binding verantwortlich ist. Bei schmalen Brackets ist die Friktion höher, weil sich diese proportional zu der zwischen Bracket und Draht wirkenden Normalkraft und umgekehrt proportional zur Bracketbreite verhält⁴³. Dementsprechend werden in zahlreichen Tests bei schmalen Brackets höhere Friktionswerte gemessen^{35,37,61,83,144,151}. Andere Untersuchungen ergeben indessen, dass die Breite des Brackets keinen Einfluss auf die Friktion ausübt oder breitere Brackets sogar eine höhere Friktion aufweisen^{42,69,92}. Diese Ergebnisse werden inzwischen ausschließlich auf den Versuchsaufbau zurückgeführt, bei dem die Brackets starr anguliert werden. Die Annahme, dass die Gleitreibung mit der Verringerung der Bracketbreite abnimmt, wird nicht mehr als vertretbar angesehen¹²⁹.

Die Slothöhe ist in Verbindung mit der Drahtdimension auch für die Höhe der Friktionskräfte von Bedeutung. In Relation zu der Drahtdimension führen große Slothöhen tendenziell zu einer geringeren Friktion⁷⁶, bieten allerdings weniger Führung. Bei Brackets und Molarenröhrchen verwendet man im Allgemeinen 18er und 22er Slotdimensionen und dazu die passenden Bögen. Wie oben dargelegt, können zu Beginn, in der Nivellierungsphase, im Verhältnis zu den Slots dünne und elastische Bögen verwendet werden, die nur eine geringe Friktion aufweisen. In der Führungsphase, in der es darauf ankommt, unerwünschte Kippungen bei der bogengeführten Zahnbewegung zu vermeiden, sind enger im Slot liegende Drähte zu verwenden. Üblicherweise werden für einen 18er Slot Vierkantdrähte mit einer Dimension von 16x22 und für ein 22er Slotsystem Vierkantdrähte mit einer Dimension von 19x25 als Führungsbögen empfohlen³⁷. Kusy et al. und Vaughan et al. beobachteten keinen signifikanten Unterschied in der Friktion zwischen den beiden Slotdimensionen mit den jeweils entsprechenden Bogenkombinationen^{85,147}.

Allerdings muss bei der Behandlung in Rechnung gestellt werden, dass Slotdimensionen je nach Hersteller zum Teil deutliche Abweichungen von den Normwerten zeigen^{25,65,79}. Auch die Form variiert bei den getesteten Brackets. Entsprechende Auswirkungen auf die Friktion und die Kontrolle der Zahnbewegungen werden unten im Zusammenhang mit Abweichungen der Materialdimensionen von den Normwerten behandelt.

2.4.3 Ligaturen

Konventionelle Brackets erfordern zur Fixierung des Drahtes im Bracketslot Ligaturen. Diese sind zur Kontrolle der Zahnbewegung erforderlich, rufen allerdings Friktion hervor, wenn sie den Bogen in den Slot drücken. Insofern ergibt sich die in anderem Zusammenhang häufig beobachtete Konfliktsituation: Je stärker die Ligatur angezogen ist, desto besser ist eine Wurzelkontrolle gewährleistet. Weil die Friktion mit dem von der Ligatur ausgeübten Druck steigt, wird aber gleichzeitig das Gleiten des Bogens durch den Bracketslot behindert^{77,128}. Festsitzende Ligaturen üben dementsprechend einen höheren Druck aus als locker angelegte Ligaturen^{42,143}. Die Friktion zwischen Ligatur und Draht lässt sich durch die Wahl geeigneter Materialien mit einem entsprechenden Reibungskoeffizienten⁴² und die Bemessung der von der Ligatur auf den Bogen ausgeübten Kraft beeinflussen. Die Bedeutung von Ligaturtyp und Ligaturvorgang für die Gesamtfriktion variiert mit der Angulation zwischen Bogen und Bracket. Bei fehlender Angulation ist sie hoch, wenn die kritische Angulation überschritten wird und Binding hinzukommt, reduziert sie sich^{43,52,143} und ist kaum mehr relevant.

Als Materialien für Ligaturen stehen Stahl, unterschiedliche Elastomere und mit Substanzen wie Teflon und Silikon beschichteter Stahl zur Verfügung. Hinzu kommen Neuerungen wie elastische Ligaturen mit rigidem vorderen Segment¹³⁷ und Kompositligaturen⁷⁶. Zahlreiche mit unterschiedlichen Ligaturen und Brackets durchgeführte Tests ergeben, dass die von elastomeren Ligaturen erzeugte Friktion unter den für Stahlligaturen in Verbindung mit Stahlbögen ermittelten Fiktionswerten liegt^{11,94,128}. Allerdings wird unabhängig davon zur Verminderung der Friktion eine Vordehnung empfohlen¹²⁹. Andere Tests ergeben dagegen, dass die Friktion von Stahlligaturen niedriger als die elastomere Ligaturen ist^{12,42,61,92}.

Ein möglicher Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse ist, dass es bei Stahllegierungen darauf ankommt, ob diese festsitzend oder locker angelegt sind. Bei festsitzenden Stahlligaturen kann die Friktion die vom Behandler zur Zahnbewegung eingesetzte Kraft leicht übertreffen. Dementsprechend empfehlen Schuhmacher et al. zur Verminderung der Friktion eine Rückrotation des Ligaturanfangs an den Brackets der zu bewegenden Zähne um 90° bis 180° immer dann, wenn Bewegung erwünscht ist, und ein vermehrtes Anziehen, wenn Bewegung verhindert werden soll^{128,129}. Bei locker sitzenden Stahlligaturen werden in einigen Tests niedrigere Friktionswerte als bei elastischen Ligaturen beobachtet^{12,129}. Allerdings verlängert sich aus Sicht von Hain et al. durch die Lockerung der Ligatur die Behandlungszeit. Stahlligaturen seien daher im klinischen Bereich weniger populär als elastomere Ligaturen⁵³. Hinzu kommt,

dass es selbst erfahrenen Behandlern schwer fällt, die Andruckkraft der Ligatur im erwünschten Umfang zu dosieren^{12,64,128}.

Eine andere Möglichkeit zur Verringerung der Friktion bei Verwendung von Stahlligaturen bietet der Einsatz von verseilten Stahldrähten. So ergaben Tests, dass sich die Friktion von Stahlligaturen beim Einsatz von verseilten Drähten verringert. Es wird vermutet, dass deren „Manövrierfähigkeit“ im Vergleich mit soliden Drähten hoch ist, wodurch ein „Hindurchwinden“ des Drahtes durch den Engpass Ligaturschlinge - Bracket erleichtert wird¹²⁸.

Im Übrigen liegen auch Untersuchungsergebnisse vor, die ergeben, dass sich Stahlligaturen in Bezug auf die Friktion generell nicht von elastomeren Ligaturen unterscheiden³⁸, zumal sich letztere unter oralen Bedingungen verändern und bei längerem Einsatz höhere Friktionswerte erreichen können⁶⁴. Gandini et al. verweisen auf die auch in anderem Zusammenhang gemachte Beobachtung, dass die Friktion durch minimale Veränderungen im Bracket-Draht-Ligatursystem und unter oralen Einflüssen erheblich beeinflusst werden kann⁴⁴.

Wie Drähten will man auch Ligaturen durch Beschichtungen mit Teflon, Silikon u.a. Friktionsvorteile verschaffen⁵². Da Teflon einen ausgesprochen niedrigen Friktionskoeffizienten aufweist, erzielen entsprechende Beschichtungen in Vergleichstests die niedrigsten Friktionswerte³⁸. Franco et al. empfehlen daher, teflonbeschichtete Ligaturen dann zu verwenden, wenn aus ästhetischen Gründen die im Allgemeinen mit großer Friktion verbundenen Keramikbrackets zum Einsatz kommen³⁰. Allerdings scheinen von Beschichtungen erhoffte Friktionsvorteile nicht immer verwirklicht zu werden. Teflon z.B. löst sich bei längerem Gebrauch leicht vom Draht ab, was zum Ansteigen der Friktion führt^{76,140}. Speichel und das sonstige orale Milieu können, wie unten erörtert, zuweilen die Friktion bei beschichteten Materialien senken⁶⁴, allerdings die Materialien auch beschädigen oder verändern mit der Folge einer Erhöhung der Reibung⁵².

2.4.4 Selbstligierende Brackets

Vielversprechend scheinen in selbstligierende Brackets integrierte Verschlussmechanismen zu sein. Sie erübrigen die Fixierung der Drähte durch Ligaturen. Die zurzeit mehr als 30 angebotenen Modelle⁵⁵ unterscheiden sich durch das Design der Verschlussmechanik, durch die der Bogen im Bracketslot arretiert wird. So gibt es superelastische Clips, die durch federnde Haken den Bogen im Slot sichern, Klappen, die den Bracketslot öffnen und wieder verschließen, und Schiebeverschlüsse⁴³. Ferner unterscheidet man zwischen passiven und aktiven Ver-

2. Literaturübersicht

schlussmechanismen. Erstere erzeugen keine ligaturbedingte Friktion, da sie keine Druckkräfte auf den Führungsdraht ausüben, wenn dieser passiv eingelegt wird und infolgedessen keinen Kontakt zu den Wänden des Bracketslot hat¹⁴². Demgegenüber üben aktiv selbstligierende Elemente bereits ab einer geringen Bogenstärke Druck auf den Bogendraht aus^{43,142}. Bei ihnen wird der Bogen von den Clips mit Federn in den Slot gedrückt³⁹. Weitere Unterschiede sind, wie Harradine darlegt, in der Handhabung selbstligierender Brackets zu finden, z.B. wie leicht sie sich öffnen lassen, wie robust sie sind, ob ein unbeabsichtigtes Öffnen möglich ist u.a.⁵⁵.

Mit der Entwicklung selbstligierender Brackets, insbesondere deren passiven Variante - die ersten kamen bereits in den 30er Jahren zum Einsatz⁵⁴ - werden zumindest theoretisch gute Voraussetzungen für reibungsarme Lösungen geschaffen, die ein weitgehend freies Gleiten des Drahtes im Slot bieten. Die Bedingungen hierfür sind allerdings, dass im Vergleich mit dem Slot nicht zu große Drahtdimensionen gewählt werden und Zähne in allen Dimensionen nivelliert sind, um eine Berührung des Bogens mit den Wänden des Bracketslots zu vermeiden⁷³. Dies ist allerdings grundsätzlich mit einer geringen Rotations- und Torquekontrolle verbunden^{18,141,148}, weshalb Friktionsvorteile mit Nachteilen bei der Kontrolle von Zahnbewegungen erkauft werden. Freilich wird auch die Auffassung vertreten, dass sich bezüglich der Rotationskontrolle selbstligierende von konventionellen Brackets nur wenig unterscheiden⁵⁵.

In zahlreichen Versuchen schneiden selbstligierende Brackets unter Friktionsgesichtspunkten besser als konventionelle Brackets ab^{13,22,48,55,73,94,107,116,132,138,148}. Z.B. ergibt ein Vergleich selbstligierender Edelstahlbrackets mit ihrer konventionellen Variante für erstere niedrigere Friktionswerte^{22,26,73,138}. Eine Studie von Reichender et al. vergleicht vier ästhetische konventionelle Brackets mit zwei ästhetischen selbstligierenden Brackets, unter ihnen zwei durch Fiberglas verstärkte Kompositbrackets. Ein polykristallines selbstligierendes Bracket weist hierbei die geringste Friktion aller untersuchten Brackets auf¹⁶. Bei Vergleichsstudien von aktiv und passiv selbstligierenden Brackets ergibt sich bei letzteren, wie zu erwarten, meist eine geringe Friktion^{18,73,129}. Weil nur relativ geringe Kräfte zur Zahnbewegung erforderlich sind, kann mit ihnen die Behandlungsdauer reduziert und die Behandlungseffizienz dementsprechend erhöht werden^{54,56}. Jedoch bieten passiv selbstligierende Brackets weniger Möglichkeiten zur Kontrolle der Nivellierung¹⁴².

2. Literaturübersicht

Selbstligierende Brackets werden generell von Shivapuja und Berger unter der Zielsetzung des Patientenkomforts positiv beurteilt, nicht zuletzt deswegen, weil sie eine gute Hygienefähigkeit wegen der Abwesenheit einer Ligatur aufweisen und somit wenige Retentionsstellen für bakterielle Plaque bieten^{14,132}. Auch kommt es seltener zu Schleimhautirritationen, die zuweilen bei Drahtligaturen zu beobachten sind⁵⁴. Für den Behandler ist die Verletzungsgefahr, mit der insbesondere bei Drahtligaturen zu rechnen ist, gering^{14,132}. Ein weiterer Vorteil selbstligierender Brackets kann die Zeitersparnis beim Bogenwechsel sein, der mit selbstligierenden Brackets rascher durchzuführen ist als mit konventionellen Brackets^{56,132}.

Es liegen aber auch zahlreiche Untersuchungsergebnisse vor, die eine solche positive Beurteilung selbstligierender Brackets zumindest nicht pauschal bestätigen und eine differenziertere Betrachtung nahelegen. So übertreffen sie in einigen Tests konventionelle Brackets weder unter Friktions- noch unter Effizienzgesichtspunkten^{12,18,20,43,91,115}. Eine *in vivo*-Studie, in der mit konventionellen und selbstligierenden Brackets die Eckzahnretraktion gemessen wird, ergibt, dass diese mit konventionellen Brackets schneller vonstatten geht als mit selbstligierenden Brackets²⁰. Ehsani et al. werteten verschiedene Studien über selbstligierende Brackets aus³⁹. Sie stellen fest, dass selbstligierende Brackets in der Kombination mit Rundbögen und in Abwesenheit von Angulation und Torque in einem gut nivellierten Zahnbogen eine geringere Friktion als konventionelle Brackets aufweisen. Allerdings gäbe es nicht hinreichend Belege dafür, dass größer dimensionierte Vierkantdrähte in Kombination mit selbstligierenden Brackets unter Berücksichtigung von Angulation und Torque friktionsärmer sind³⁹. Fuck et al. beobachteten, dass passiv selbstligierende Brackets zwar eine kleinere ligaturbedingte Friktion erzeugen als konventionelle Brackets mit elastischen Ligaturen oder festgezogenen Drahtligaturen. Wenn jedoch die Drahtligatur gelockert ist, erweisen sich die beobachteten Friktionskräfte als nicht höher als die selbstligierender Brackets. Zudem ist beim Anlegen einer Angulation zwischen Bracket und Bogen die Friktion bei mit gelockertem Draht ligierten konventionellen Brackets geringer als die bei allen untersuchten selbstligierenden Brackets⁴³. Diese Beobachtung hat für den klinischen Alltag vor allem beim Lückenschluss eine große Relevanz, da es hier zu Kippungen und Rotationen kommt⁴³. Auch Bednar et al. können bei Angulation keinen Friktionsunterschied zwischen den getesteten selbstligierenden und konventionellen Brackets feststellen¹². Kusy ist gleichwohl der Auffassung, dass neuere Entwicklungen bei selbstligierenden Brackets dazu führen werden, dass die Bedeutung von Ligaturen abnimmt⁷⁷. Zur Zeit fällt indessen eine Beurteilung in Anbetracht der unterschiedlichen Testergebnisse schwer. Zu mehr Klarheit können möglicherweise eine Standardisierung der Versuchsanlagen und die Durchsetzung von Normen beitragen.

2.4.5 Normen kieferorthopädischer Materialien

Obwohl außer materialbedingten Eigenschaften³⁷ auch die Dimensionen bzw. die Geometrie kieferorthopädischer Materialien Friktion, Kontrollmöglichkeit, Behandlungseffizienz und Behandlungszeit bestimmen¹², ist die Einhaltung von Normwerten durch die Hersteller keineswegs selbstverständlich⁶⁵, worauf oben bereits verwiesen wurde. Trotz Verpflichtung auf die ISO Norm stimmen die Abmessungen selbst bei renommierten Firmen häufig nicht mit den Herstellerangaben überein²⁵. Wenn Drähte dünner, Bracketslots breiter als angegeben sind, ergeben sich zwar weniger Reibung und dementsprechend größere orthodontische Kräfte als bei korrekten Maßen, eine Kontrolle der Zahnbewegungen wie beabsichtigt ist aber kaum möglich. Im umgekehrten Fall steigt die Friktion über das erwartete Ausmaß an, wodurch Zahnbewegungen verhindert werden können. Abweichungen von den Normwerten erschweren daher die Abschätzung der wirksamen Kraft^{25,79} und, was auch in der vorliegenden Untersuchung von Bedeutung ist, können bei Friktionsvergleichen die Rangfolge der unterschiedlichen Materialien beeinflussen.

Bei Drähten wird im Allgemeinen vermutet, dass sie die Normwerte eher unterschreiten. Untersuchungen ergeben indessen, dass 30 % von 26 Drähten zu groß sind⁷⁹. Bei Bracketslots werden ebenfalls Abweichungen in den Abmessungen gemessen¹²⁹. Eine Untersuchung ergab z.B., dass von 24 Brackets von acht Herstellern nahezu kein Bracket die Normwerte erfüllte⁷⁹. Cash et al. beobachteten, dass von 11 Brackettypen sämtliche 22er Brackets eine Toleranz der Slotdimension nach oben von ca. 5% bis zu 24% aufwiesen. Die höchsten Werte wurden bei dem auch in der vorliegenden Studie verwendeten Discovery Bracket gemessen²⁵. Ansonsten weicht nicht nur die Dimension, auch die Geometrie der Materialien von der Norm ab: Kantenwinkel belaufen sich nicht wie angegeben auf 90 Grad, sondern sind gerundet, und Metallbläschen und herstellungsbedingte Grate ragen in den Bracketslot^{25,37}.

2.4.6 Milieu

Die Ergebnisse, auf die in dieser Untersuchung Bezug genommen wird, wurden im Allgemeinen bei Tests mit Hilfe von Apparaturen erzielt, in denen die bogengeführte Zahnbewegung simuliert wird. Das bedeutet, dass vieles von dem, was *in vivo*-Abläufe und Erfolg beeinflussen kann, unberücksichtigt bleibt. Um einen Eindruck von klinischen Abläufen zu gewinnen, werden in einzelnen Untersuchungen die Bedingungen in Versuchsapparaturen in Teilbereichen stärker *in vivo*-Gegebenheiten angepasst.

So werden, um biomechanischen Bedingungen zu entsprechen, Kontakte durch Angulation des Brackets gegen den Draht mit definiertem Drehmoment hergestellt. Je nach Materialei-

2. Literaturübersicht

genschaften und Dimensionen ergeben sich mit diesem Verfahren unterschiedliche Angulationen, anders als bei der u.a. von Andreasen und Quevedo gewählten Vorgabe eines festen Winkels^{5,37}. Auch werden Tests mit ausgewählten Versuchspersonen durchgeführt. Die Ergebnisse werden dann mit denen, die unter den üblichen *in vitro*-Bedingungen erzielt werden, verglichen⁶⁶.

Ansonsten sind die Abweichungen von klinischen Bedingungen gewaltig. Obwohl Zahnbewegungen eher Sequenzen von kurzen Sprüngen entlang von Drähten bilden²⁶, werden Drähte im Allgemeinen mit konstanter Geschwindigkeit bewegt, und es wird wegen der besseren Reproduzierbarkeit nur deren dynamische Friktion gemessen³⁷. Versuche finden häufig bei Raumtemperatur und der jeweiligen atmosphärischen Feuchtigkeit und nicht bei Körpertemperatur und im Speichermilieu statt. Brackets sind meist festsitzend montiert und daher nur begrenzt mit im Parodontium elastisch aufgehängten Zähnen vergleichbar, die Kaubewegungen durchführen und von Speichel, Fetten und Ölen aus Nahrungsmitteln benetzt sind. Es ist denkbar, dass letztere ähnlich wie das von Amontons in seinen Versuchen als Schmiermittel benutzte Schweinefett³⁴ wirken. Es werden zudem in der Regel jeweils fabrikneue Materialien verwendet, die nicht wochenlangen oder monatelangen Einflüssen des Mundmilieus, wie Speichel, Speiseresten und Bakterien ausgesetzt sind. Wenn Beschädigungen während der Tests auftreten, werden sie durch intakte Elemente ersetzt. Dementsprechend gehen bei längerem Einsatz häufig auftretende Verbiegungen, Dehnungen, Verkantungen und Oberflächenbeschädigungen⁹³ nicht in die Messung ein. Auch sind über die Auswirkungen von Lippen- und Zungenbewegungen nur Vermutungen anzufinden¹²⁵.

Um ein realistisches Bild zu erhalten, wären daher grundsätzlich Tests unter klinischen Bedingungen wünschenswert, bei denen Bewegungsabläufe ganz anders als unter Versuchsbedingungen ablaufen⁶⁶. In der Literatur beschriebene *in vivo*-Tests sind allerdings nicht nur aufwendig. Sie lassen vor allem nur sehr begrenzt Vergleiche des Friktionsverhaltens unterschiedlicher Materialien zu. Zahnkonstellation, Zahnbeweglichkeit, Kaubewegungen, Mundhöhlenmilieu, Plaqueablagerungen, Mundhygiene usw. unterscheiden sich von Patient zu Patient. Eine Standardisierung von Ablaufprozessen und wirksamen Kräften ist daher schwer möglich. Letztlich bilden daher trotz aller Schwachpunkte mit geeigneten Versuchsanlagen durchgeführte *in vitro*-Tests eine geeignete Basis für Vergleiche⁷⁰. Sie gestatten gleichbleibende Wiederholungen der durchzuführenden Bewegungen und exakte Messungen.

Welche klinische Bedeutung aber haben solche Tests? Ergeben sich unter *in vivo*- und *in vitro*-Bedingungen tendenziell andere Friktionswerte und diesbezüglich andere Rangfolgen? Um darüber Aufschluss zu erhalten, werden die Ergebnisse von Untersuchungen, in denen die

2. Literaturübersicht

Versuchsbedingungen jeweils in einem der folgenden fünf Bereiche *in vivo*-Bedingungen angepasst oder zumindest angenähert wurden, mit denen unter *in vitro*-Bedingungen verglichen: Mit und ohne Speichel, bei Körpertemperatur und bei Raumtemperatur, bei simulierten und ohne Kaubewegungen, bei unterschiedlichen Testgeschwindigkeiten, bei dem Mundmilieu ausgesetzten und bei fabrikneuen Bracket-Bogen-Elementen.

Zur Untersuchung der Wirkung von Speichel auf die Friktion wird natürlicher oder künstlicher Speichel verwendet. Mit Letzterem, der in einigen Tests in einer höheren Friktion resultiert als Versuche im Trockenmilieu ergeben⁶³, soll die Speichelzusammensetzung standardisiert werden. Seine Verwendung wird allerdings häufig mit der Begründung abgelehnt, dass sich künstlicher Speichel anders als die natürliche Variante verhielte⁸⁴. Er wird sogar selbst dann kritisch betrachtet, wenn seine Ionenkonzentration, wie in den Tests von Alfonso et al., ähnlich hoch wie die des natürlichen Speichels ist². Kusy und Whitley ziehen jedenfalls aufgrund von Untersuchungen der statischen und der dynamischen Friktion mit künstlichem und natürlichem Speichel die Schlussfolgerung, dass nur die Verwendung von natürlichem Speichel akzeptabel sei⁸⁴, auch wenn seine Zusammensetzung von Person zu Person variieren kann. Zur Erstellung von 3-D Friktionskarten, in denen die Friktion ausgewählter Brackets im trockenen und feuchten Milieu bei 34 Grad verglichen wird, verwenden sie dementsprechend ausschließlich die natürliche Variante⁸².

Es könnte vermutet werden, dass Speichel als Gleitmittel wirkt und die Friktion zwischen Draht und Bracket gegenüber dem Trockenstadium vermindert. Das ist indessen bei Verwendung von Stahlelementen nicht der Fall – bei ihnen erhöht sich die Friktion tendenziell gegenüber dem Trockenmilieu^{93,140,143}. Bei Nickel-Titan-Drähten in Verbindung mit Stahlbrackets bleibt sie bei Verwendung von Speichel dagegen gleich. Bei β -Titan-Drähten in Verbindung mit Stahlbrackets wirkt Speichel als Gleitmittel. Die Friktion nimmt ab¹⁴⁰. Vergleichstests mit weiteren Kombinationen führen zu einem noch komplexeren Bild. Bei Kobalt-Chrom-Drähten in Verbindung mit Stahlbrackets nimmt die Friktion bei Verwendung von Speichel gegenüber Tests im Trockenniveau zu, ebenfalls bei Stahldrähten in Verbindung mit monokristallinen und polykristallinen Aluminiumbrackets¹⁴⁰. Jedenfalls wirkt Speichel nur bei bestimmten Materialien wie ein Gleitmittel und vermindert die Friktion^{10,89,123,145}. Bei anderen Materialien erhöht sie sich^{61,89,108,111,133,144} oder bleibt ohne nennenswerte Auswirkungen^{5,36,144}.

Indessen wird die Bedeutung von Speichel noch diskutiert. Wenn z.B. bei Vergleichstests im Trockenmilieu und bei Verwendung von Speichel kaum Unterschiede beobachtet werden, ist nicht auszuschließen, dass Speichel aus den Kontaktstellen von Bracket und Draht herausge-

drückt wird⁵ – was von Tselepis et al. allerdings unter Hinweis darauf bezweifelt wird, dass stets ein dünner Speichelfilm verbliebe¹⁴⁵. Auch durch Kaubewegungen könnte der Speichel an den Kontaktstellen entfernt oder zumindest verringert werden. In diesem Fall wären klinische Bedingungen tendenziell mit denen im Trockenmilieu vergleichbar. Tatsächlich ergibt ein Vergleich zwischen *in vivo*-Messungen an Probanden und *in vitro*-Untersuchungen an einem Messapparat, bei dem die bei den Probanden vorgefundenen geometrischen Bedingungen im Trockenmilieu simuliert werden, kaum einen Unterschied in der Friktion⁶⁶.

Eine Anhebung der Temperatur von Raum- auf Körpertemperatur kann sich dann auf die Friktion auswirken, wenn hierdurch z.B. der Rauheitsgrad der Oberfläche beeinflusst wird¹⁷. So lassen Tests bei unterschiedlichen Temperaturen erkennen, dass die Friktion zumindest einiger kieferorthopädische Materialien auch von der Temperatur abhängt. Bei bestimmten Materialien ist die Friktion bei niedriger Temperatur ausgesprochen hoch und sinkt bei Erwärmung auf Körpertemperatur¹⁷.

Im Hinblick auf Kaubewegungen wird im Allgemeinen angenommen, dass sie zur Friktionsminderung beitragen⁵, u.a. weil gegebenenfalls auftretende Blockaden gelöst werden. Tatsächlich ergeben Tests bei Zähnen mit und ohne Belastung, dass die Friktion bei belasteten Zähnen allein aufgrund ihrer physiologischen Beweglichkeit vermindert werden kann⁶⁶, die in ihrer Wirkung vermutlich mit der von Kauvorgängen vergleichbar ist. Weitere Tests, bei denen Kaubewegungen durch Vibration simuliert werden, ergeben dagegen bei einigen Materialkombinationen Friktionswerte, die kaum unter denen ohne Simulation liegen⁶⁴.

In Tests werden Drähte im Allgemeinen gleichmäßig mit einer Testgeschwindigkeit bewegt, die in keiner Weise mit der Geschwindigkeit vergleichbar ist, mit der Verschiebungen von Zähnen im Knochen erfolgen. Letztere beläuft sich auf ca. 1 mm pro Monat⁸⁰. Wollte man Tests mit einer vergleichbaren Geschwindigkeit durchführen, ergäbe sich ein extrem hoher Zeitaufwand. Entsprechende Tests wären auch kaum erforderlich, wenn das von Coulomb formulierte Reibungsgesetz, wonach die Friktion unabhängig von der Geschwindigkeit der gegeneinander bewegten Flächen ist, uneingeschränkt zur Geltung käme. Das ist aber bei einigen Materialien nicht der Fall, u.a. vermutlich deswegen, weil die „reale“ Kontaktfläche bei einer Verringerung der Geschwindigkeit zunimmt¹⁵². In Tests mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten ergeben sich jedenfalls bei Kusy und Whitley deutlich voneinander abweichende Friktionswerte. So nimmt die Friktion von β -Titan mit wachsender Geschwindigkeit zu, die von Kobalt-Chrom ab. Bei Stahl und Nickel-Titan werden dagegen keine nennenswer-

2. Literaturübersicht

te Unterschiede bei Änderungen der Geschwindigkeit beobachtet⁸⁰. In einer Studie aus dem Jahr 2017 kommen allerdings Savoldi et al. zu dem Ergebnis, dass die Friktion auch beim Einsatz von Stahldrähten in Verbindung mit selbstligierenden Brackets mit sehr niedrigen Geschwindigkeiten (1×10^{-2} mm/s, 1×10^{-3} mm/s, 1×10^{-4} mm/s und 1×10^{-5} mm/s) bei einem Anstieg der Geschwindigkeit zunimmt¹²⁴.

Schließlich kann sich das Friktionsverhalten von Materialien ändern, wenn sie längere Zeit dem Mundmilieu ausgesetzt werden. Bei Stahl z.B. wird trotz seiner Härte nach acht Wochen eine Erhöhung der Friktion um 20,8 % beobachtet. Die Friktionssteigerung wird auf Ablagerungen und die damit verbundene Erhöhung der Oberflächenrauigkeit zurückgeführt⁹³. Auch bei Nickel-Titan werden Friktionssteigerungen beobachtet, die u.a. auf die hohe plastische Deformation seiner Oberfläche und die Bildung von Debris zurückgeführt werden². Allerdings liegen auch Vergleiche fabrikneuer und gebrauchter Brackets vor, bei denen letztere wegen organischer Beläge am Slotboden zwar eine höhere, aber keine signifikant höhere Friktion aufweisen. Es wird vermutet, dass in diesen Fällen die Oberfläche beim Durchgleiten des Drahtes gesäubert wurde¹¹⁸.

Die Literaturübersicht ließ erkennen, dass Materialien, ihre Modifikationen und deren Dimensionen ein jeweils spezifisches Friktionsverhalten aufweisen. In vielen Fällen ist es möglich, Rangfolgen von Materialien und Dimensionen hinsichtlich der Höhe der in Tests beobachteten Friktionskräfte aufzustellen. Im Folgenden wird das erste Mal in einer experimentellen Studie untersucht, wie das neu auf dem Markt gekommene Gummetal und die unterschiedlichen Dimensionen, in denen Gummetaldrähte angeboten werden, unter Friktionsaspekten in das bisherige Spektrum kieferorthopädischer Materialien einzuordnen sind.

3. Fragestellungen

Der Vergleich der Friktion im Bindingmodus mit Schwerpunkt Gummetal im experimentellen Teil der Studie soll auf die folgenden Fragen Antworten erbringen:

1. Wie schneiden Gummetaldrähte im Vergleich mit ausgewählten weiteren Drahtmaterialien in Kombination mit bestimmten Brackettypen und Slotgrößen ab – ist Gummetal mit besonders friktionsarmen Materialien wie Stahl vergleichbar?
2. Welchen Einfluss haben Dimension und Geometrie von Gummetaldrähten in Kombination mit ausgewählten Brackets auf die Friktion – gibt es Unterschiede im Friktionsverhalten von Gummetal als Runddraht und als Vierkantdraht?
3. Wie schneiden die unterschiedlichen Brackettypen im Bezug auf ihre Friktion in Verbindung mit den vier Gummetaldimensionen ab?
4. Welchen Einfluss hat die Wahl der Slotgröße auf das Friktionsverhalten von Gummetaldrähten?

4. Material und Methoden

Zur Untersuchung obiger Fragestellungen wurde das Friktionsverhalten von Gummetal unter Einwirkung eines Angulationsmoments auf ausgewählte Brackets bei einer drahtgeführten Bewegung gemessen und mit dem vier gängiger kieferorthopädischer Drähte verglichen. Ferner wurde das Friktionsverhalten unterschiedlicher Gummetaldimensionen, Brackets und Slotgrößen verglichen. Hierzu wurde in einer geeigneten Messapparatur die bogengeführte Zahnbewegung simuliert. Zur Messung der Friktion zwischen Draht und Bracket wurde ein robotergestütztes Messsystem (RMS) eingesetzt.

4.1 Verwendete Drahtmaterialien

Als Drahtmaterialien kamen neben Gummetal Kobalt-Chrom (CoCr) in der Variante Elgiloy, Titan-Molybdän (β -Ti) in der Variante TMA, Nickel-Titan (NiTi) und Edelstahl (Stahl) zur Anwendung (Tabelle 1). Verwendet wurden jeweils 14er und 16er Runddrähte sowie Vierkantdrähte in den Dimensionen 16x22 und 19x25 in Stangenform - die Dimensionen 14, 16

Tabelle 1: Verwendete Drahtmaterialien

Drahtmaterial	Firma	Drahtdimension
Gummetal®	Maruemu Works Co, Osaka, Japan /	14
		16
	Rocky Mountain Morita Corporation, Tokyo, Japan	16x22
		19x25
Elgiloy®	Rocky Mountain Orthodontics, Vertrieb durch Dentalline Orthodontic Products, Pforzheim, Deutschland	14
		16
		16x22
		19x25
TMA®	Ormco Corp., Glendora, CA 91740, USA	16
		16x22
		19x25
Nickel-Titan	Dentalline Orthodontic Products, Pforzheim, Deutschland	14
		16
		16x22
		19x25
Edelstahl	3M Unitec, Monrovia, CA 91016, USA	14
		16
		16x22
		19x25

4. Material und Methoden

usw. entsprechen den Dimensionen 0,014“, 0,016“ usw. Eine Ausnahme bildete TMA, das nicht in der 14er Dimension erhältlich war und daher nicht in dieser Dimension mit den anderen Drähten verglichen werden konnte. Gummetal ist, wie oben dargelegt, eine Legierung aus Titan, Niob, Tantal und Zirkonium⁵⁸. Von Elgiloy waren die vier Dimensionen nicht in dem gleichen Härtegrad erhältlich. So lagen die 14er und 16er Runddrähte als Elgiloy grün, die Dimension 16x22 als Elgiloy blau und die Dimension 19x25 als Elgiloy gelb vor, womit u.a. unterschiedliche Härtegrade bezeichnet werden¹¹⁹. Entsprechende Unterschiede wurden bei den sonstigen untersuchten Drähten nicht angegeben.

4.2 Verwendete Brackets

Zur Vergleichbarkeit der Messungen wurden ausschließlich Brackets für den rechten oberen Eckzahn verwendet. Für die Studie wurden zwei keramische Brackets, Inspire Ice und Clarity, sowie zwei metallische Brackets, Discovery und Micro Sprint, gewählt, jeweils in der Slotdimension 18 und 22 (Tabelle 2). Messungen der Bracketbreite ergaben für Inspire Ice 3,2 mm, Clarity 3,7 mm, Discovery 3,5 mm und für Micro Sprint 2,6 mm. Bei allen Brackets handelt es sich um *Straight-Wire*-Brackets, die ein Zwillingdesign aufweisen und sich konventionell ligieren lassen. Sie sind in Abb. 6 - 10 zu ersehen.

Tabelle 2: Verwendete Brackets

Bracket	Firma	Material	Slothöhe
Discovery®	Dentaurum, Ispringen, Deutschland	Metall	18
			22
Micro Sprint®	Forestadent, Pforzheim, Deutschland	Metall	18
			22
Clarity™	3M Unitec, Monrovia, CA 91016, USA	Keramik	18
			22
Inspire Ice™	Ormco Corp., Glendora, CA 91740, USA	Keramik	18
			22

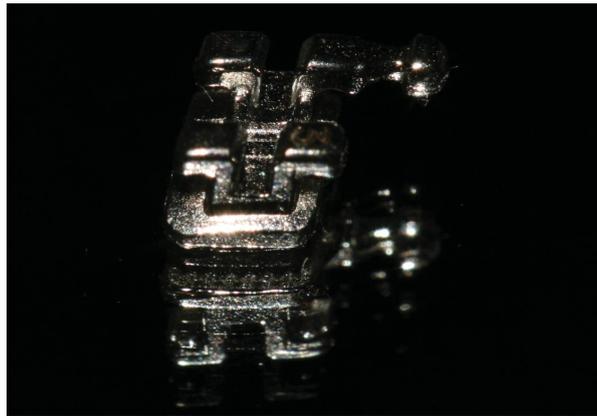


Abb. 6: Discovery

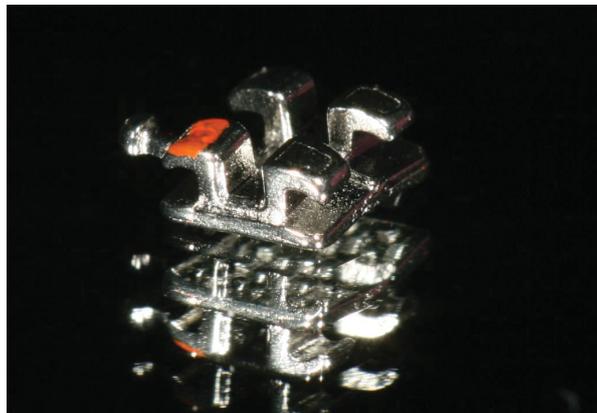


Abb. 7: Micro Sprint



Abb. 8: Clarity



Abb. 9: Inspire Ice



Abb. 10: Größenvergleich: Inspire Ice, Discovery, Micro Sprint, Clarity (von links nach rechts)

Die aus Edelstahl bestehenden Discovery Brackets werden im Spritzgussverfahren (*MIM: Metal Injection Moulding*) in einem Stück hergestellt, einem Verfahren, mit dem sich komplex geformte Teile mit nur geringen Toleranzen erstellen lassen. Die Basis dieser Brackets besitzt eine laserstrukturierte Oberfläche für die Makro- und Mikroretention zum Adhäsiv bzw. zum Zahn. Sie ist per *3D-CAD (Computer-Aided Design)* an die Zahnform angepasst³¹.

Micro Sprint Brackets, die zurzeit kleinsten Twinbrackets, bestehen ebenfalls aus Edelstahl. Sie werden auch im *MIM*-Verfahren in einem Stück hergestellt. Zur Verminderung der Friktion sind der Sloteingang abgerundet und der Slotboden plan. Die Brackets weisen eine Hakenbasis auf, die eine mechanische Retention ermöglicht⁴¹.

Keramische Clarity Brackets bestehen aus einem polykristallinen Material. Der Slot wird durch einen Metalleinsatz gebildet. Ihre Basis weist eine mikro-kristalline Oberfläche zur mechanischen Retention auf⁴⁶.

Bei Inspire Ice handelt es sich um keramische, aus einem Stück gefräste monokristalline Brackets. Durch Hitzebehandlung werden sie resistent gegenüber Bruch und Scherkraft gemacht. Eine Wärmepolitur dient der Reduktion der Friktion¹⁰⁴.

4.3 Getestete Bracket-Draht-Kombinationen und verwendete Ligatur

Untersucht wurden die oben dargelegten fünf Drahtmaterialien, vier in vier Dimensionen, TMA in drei Dimensionen, in Verbindung mit den vier beschriebenen Brackettypen, jeweils in zwei Slotgrößen. Da die Drahtdimension 19x25 nur in der Bracketslotgröße 22 zum Einsatz kam, ergaben sich 132 unterschiedliche Bracket-Draht-Kombinationen. Jede dieser Kombinationen wurde fünf Mal getestet. Insgesamt gingen 660 Messungen in die Auswertung ein.

Alle Drähte wurden mit einer kurzen vorgezwirbelten Drahtligatur in der Dimension 10 der Firma Smile Dental (Düsseldorf) an den Brackets befestigt. Zur Verminderung der ligaturbedingten Friktion wurde die Ligatur nur so fest angezogen, dass gerade ein Herausgleiten des Drahtes aus dem Slot verhindert wurde.

4.4 Messsystem

Für die Durchführung der Friktionsmessungen standen ein robotergestütztes Messsystem (RMS), ein Kraftsensor und ein Wegsensor zur Verfügung (Abb. 11). Bei dem RMS handelt es sich um einen Präzisionsroboter der Baureihe RX 60 der Firma Stäubli Tec-Systems GmbH (Bayreuth, Deutschland), bei dem Kraftsensor um einen Biegebalken - Kraftsensor des Typs 8511 – 5010 und bei dem Wegsensor um einen DC/DC Wegsensor der Serie 87245, beide Sensoren von der Firma Burster Präzisionsmesstechnik GmbH & Co. (Gernsbach, Deutschland).

Der Roboter wies eine hohe Beschleunigung und eine Wiederholungsgenauigkeit von +/- 0,02 mm auf. Der Roboterarm ließ sich durch Eingabe von Gradzahlen oder metrischen Werten rechnergesteuert positionieren. Der Biegebalken-Kraftsensor erfasste die Friktionskraft. Messelement war ein Doppelbiegebalken aus Aluminium, auf dem Dehnungsmessstreifen angebracht waren. Ihre Widerstände änderten sich mit der einwirkenden Kraft. Der in einem

4. Material und Methoden

zylindrischen Edelstahlgehäuse untergebrachte Wegsensor erfasste den vom Roboter zurückgelegten Weg. Er bestand aus einem Differenztransformator mit verschiebbarem Kern, einem Oszillator und einem Demodulator und wandelte die Messwege in analoge elektrische Signale um. Die Signale wurden von der Mehrkanal-Messelektronik Spider 8 der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik (Darmstadt, Deutschland) digitalisiert und in einem PC verarbeitet.

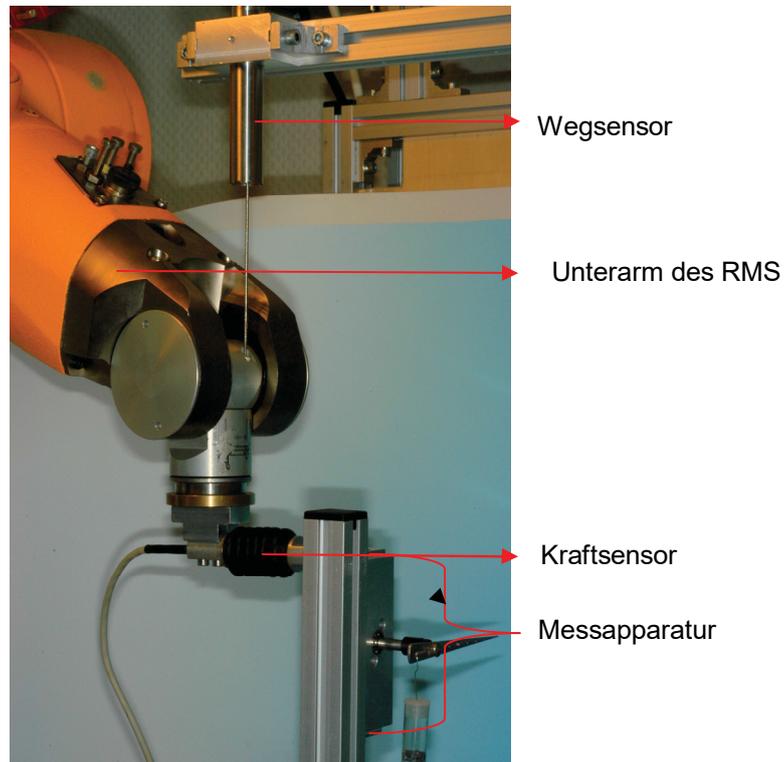


Abb. 11: Messsystem

4.5 Vorbereitungen für den Messvorgang

Für den Messvorgang wurden die Brackets mit Hilfe von 4 x 10 mm Senkschrauben mit Schlitz (Emil Lux GmbH, Wermelskirchen) an die unten erklärte Messapparatur befestigt (Abb. 15). Hierfür mussten die Brackets zunächst in einer Positionierungsapparatur exakt auf den Schraubenköpfen mittig platziert und mit diesen verbunden werden (Abb. 12 – 14). Um den Verbund herzustellen, wurden jeweils die Bracketbasis und der Schraubenkopf mit dem lichthärtenden *Adhesive Primer* Transbond™ XT bestrichen und anschließend mit dem lichthärtenden *Light Cure Adhesive* Transbond™ LR, beide von der Firma 3M Unitec, miteinander verbunden.

In die Apparatur wurde jeweils ein Bracket mit einligiertem slotfüllendem Vierkantdraht aus Stahl waagrecht platziert. Um eine exakte Positionierung zu ermöglichen, wurde ein Spiel zwischen Bracket und Draht vermieden. Das hatte zur Folge, dass wegen der zuweilen beo-

4. Material und Methoden

bachteten Toleranzen der Slotgrößen nach oben, vor allen bei den Discovery Brackets, eine größere Drahtdimension als vorgesehen gewählt wurde. Für einige der 18er Discovery Brackets mussten 19x25er Drähte verwendet werden, um ein Spiel zwischen Draht und Bracket auszuschließen. Für die Positionierung der Brackets wurden Edelstahldrähte der Firma Smile Dental (Düsseldorf) verwendet. Die Apparatur wurde so eingestellt, dass sich der Bracketslot im Mittelpunkt der Schraubenlängsachse befand. Bracketslot und Schraubenkopf wurden parallel zueinander eingestellt. Auf diese Weise wurde der Einfluss von Inset, Offset, Torque und Angulation auf den Bracketslot ausgeschlossen. Nach entsprechender Positionierung wurde der Klebeverbund durch eine Polymerisationslampe hergestellt.

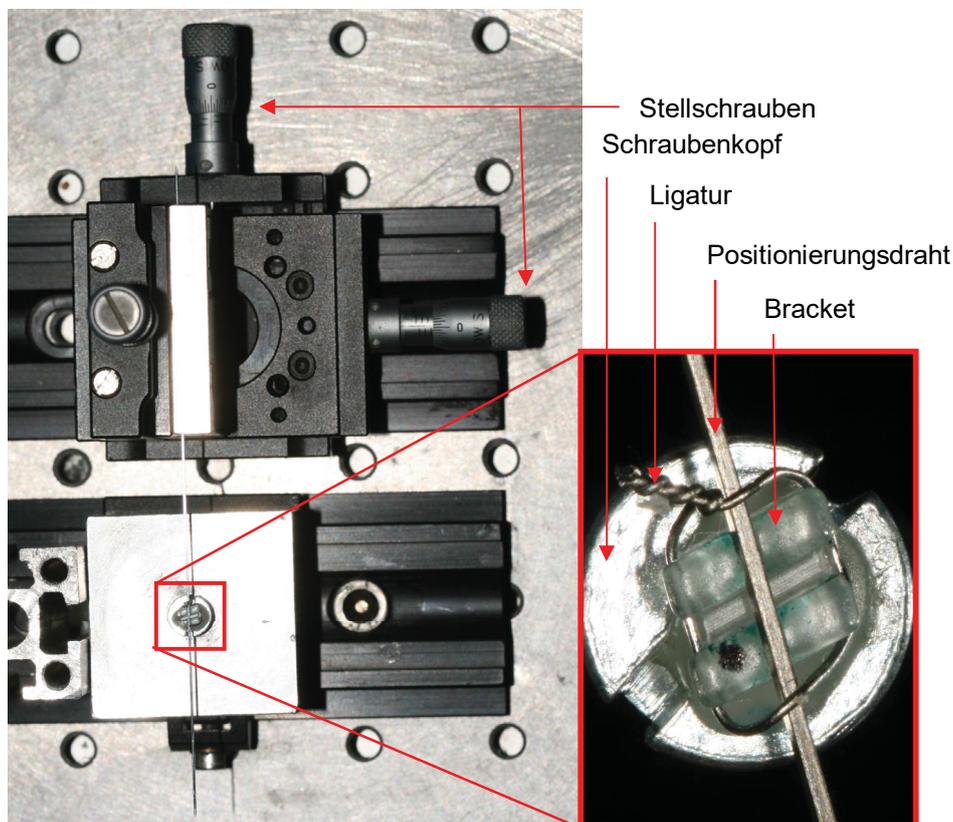


Abb. 12: Positionierungsapparatur von oben gesehen

Abb. 13: Platzierung des Brackets mittig auf dem Schraubenkopf von oben gesehen

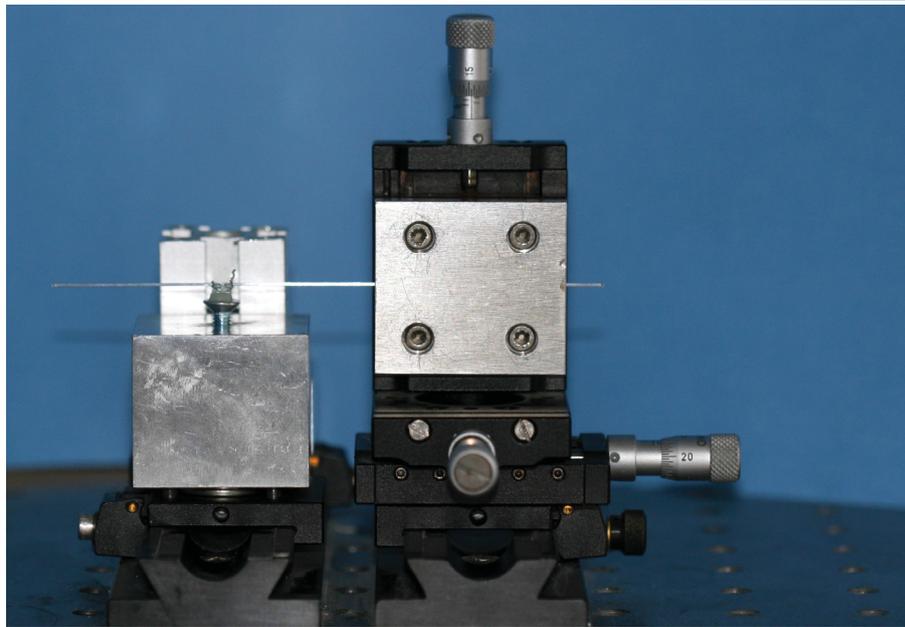


Abb. 14: Positionierungsapparatur aus seitlicher Sicht

4.6 Messvorgang

Alle Messungen fanden bei Raumtemperatur im trockenen Milieu statt. Unterhalb des Kraftsensors befand sich eine kugelgelagerte drehbare Achse (Abb 15). Auf deren einen Seite wurde jeweils eine Schraube mit dem am Kopf fixiertem Bracket angebracht. Auf der anderen Seite befand sich ein Hebelarm, an den sich ein Angulationsgewicht einhängen ließ, um auf die Achse ein Drehmoment wirksam werden zu lassen (Abb. 16). Hierdurch ließ sich diejenige klinisch bedeutsame Friktion simulieren, die bei Angulation zwischen Draht und Bracket auftritt. Zwei Umlenkrollen simulierten die Nachbarzähne. Die Schraube wurde jeweils in der Weise angebracht, dass Bracketslot und Hebelarm senkrecht zueinander standen. Der Draht, dessen Friktion zu bestimmen war, wurde an den oberhalb gelegenen Kraftsensor gehängt und in den Bracketslot eingeführt. Die Ligatur lag, wie oben beschrieben, locker an.

Für jedes der Brackets in Verbindung mit dem jeweiligen Draht erfolgten zwei Messungen unter ganz bestimmten Bedingungen, wobei folgende Überlegung zugrunde lag. Die bei einer bestimmten Draht- und Bracketkombination ermittelte Friktion enthält neben der für diese Kombination typischen auch eine ligaturbedingte sowie eine durch mögliche Positionierungsfehler hervorgerufene Friktionskomponente. Letztere sind für die untersuchte Fragestellung, die sich auf den Bindingsmodus bezieht, nicht relevant und daher auszuschließen. Sie sind daher für jede einzelne Draht- und Bracketkombination zu ermitteln und von dem bei Angulation ermittelten Friktionswert abzuziehen.

4. Material und Methoden

Die erste Messung, die sog. Leermessung, erfolgte dementsprechend ohne Gewicht am Hebel, d.h. ohne Anlegen eines Drehmomentes und Angulation des Brackets. Hierzu zog der Roboter den Draht um 40 mm mit einer konstanten Geschwindigkeit von 0,2 mm/s durch den Bracketslot. Die Software des robotergestützten Messsystems (RMS) speicherte zehn Mal pro Sekunde die vom Sensor registrierte Kraft in Newton (N). Während der knapp vierminütigen Messung ergaben sich 2000 Messwerte. Die ersten und die letzten Messungen wurden nicht berücksichtigt, um die zu Beginn und zum Ende der Bewegung auftretende Haftreibung auszuschließen. Es verblieben 1942 Messwerte für die weitere Auswertung.

Danach wurde die zweite Messung mit Angulationsgewicht am Hebel unter ansonsten gleichen Versuchsbedingungen vorgenommen. Das Gewicht wurde so gewählt, dass das Bracket gegen den Draht mit einem Drehmoment von 10 Nmm anguliert wurde. Es ergaben sich wieder jeweils 1942 Messwerte, von denen die Werte der Leermessung abgezogen wurden. Hieraus ergaben sich die Werte für allein die angulationsbedingte Friktion.

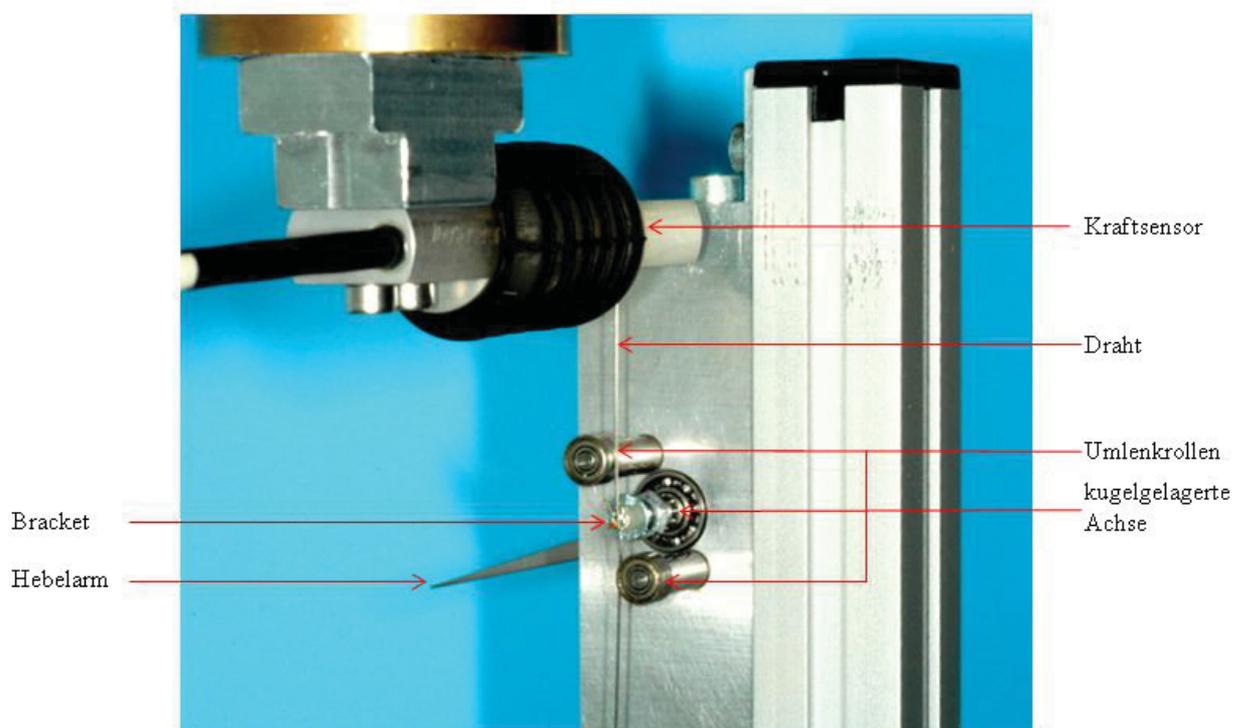


Abb. 15: Messapparatur

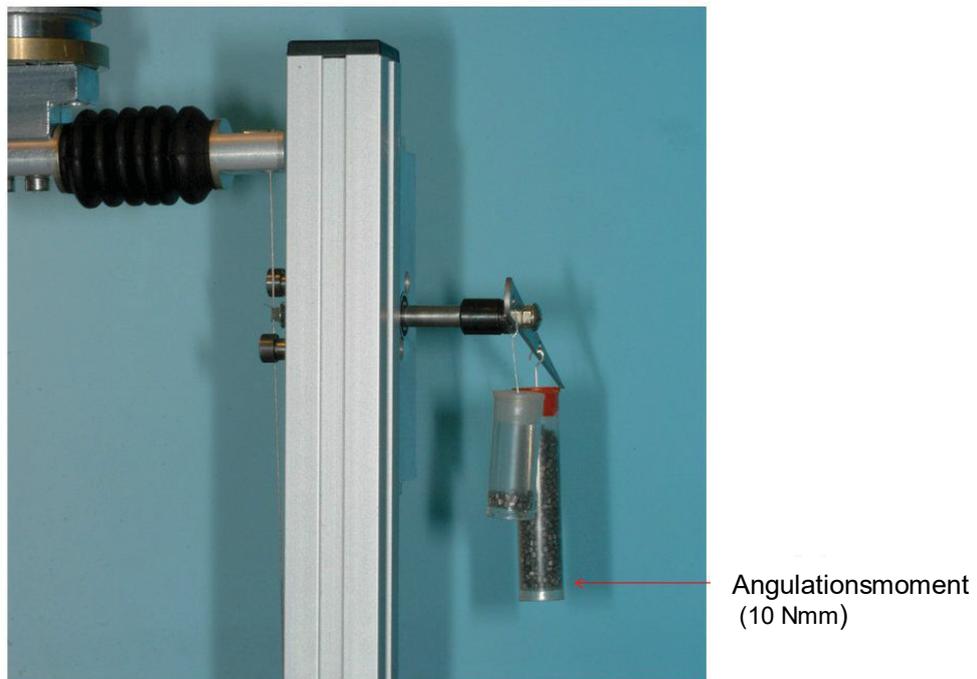


Abb. 16: Angulationsgewicht an der Messapparatur

Entsprechende Messungen wurden für jede der untersuchten Draht- und Bracketkombinationen fünfmal durchgeführt. Für jeden Messvorgang wurde ein neues Bracket verwendet. Da Vorversuche ergaben, dass in den meisten Fällen auch bei mehrmaligem Einsatz der Drähte keine Abweichungen in der Friktion auftraten, wurden diese innerhalb einer Prüfgruppe zuweilen häufiger verwendet. Allerdings wurden sie dann ausgewechselt, wenn Ausschläge im Messdiagramm zu beobachten waren, die eine Verletzung der Oberfläche, d.h. ein Notching, vermuten ließen. Dies war insbesondere bei den Kombinationen Stahldrähte mit Discovery und Inspire Ice Brackets sowie Gummetal mit Inspire Ice der Fall, worauf unten in der Diskussion näher eingegangen wird.

25 Messungen mussten wegen während des Messvorgangs auftretender Fehler wiederholt werden. Zu den Fehlern gehörten Lösen der Ligatur bei Verkanten des Drahtes, Herausfallen des Drahtes aus dem Kraftsensor und Lösen des Brackets von der Schraube. Diese wurden ebenso wie aufgrund des Notchings durchgeführte Drahterneuerungen dokumentiert. Die aufgezeichneten Messdiagramme ließen in 13 Fällen ein Vorliegen von Notching vermuten. Entsprechende Versuche wurden mit neuem Prüfmaterial wiederholt. Die Fehlmessungen gingen nicht in die statistische Auswertung ein.

4.7 Statistische Auswertung

Zur Untersuchung der 1. Fragestellung, wie Gummetal im Vergleich mit anderen Drahtlegierungen in Verbindung mit ausgewählten Brackettypen und Slotgrößen abschneidet, wurden mit Hilfe der RMS Software aus den jeweils 1942 Messwerten für die 660 Messvorgänge die Mittelwerte und die Standardabweichungen errechnet. Jede Bracket-Draht-Kombination wurde fünfmal gemessen. Es ergaben sich demnach für jede Bracket-Draht-Kombination fünf Mittelwerte. Aus diesen wurden wiederum die Mittelwerte errechnet, insgesamt 132 Werte. Diese werden in der deskriptiven Statistik zusammen mit Medianen, Minima und Maxima – jeweils in Newton (N) - vorgestellt. Die Messergebnisse der deskriptiven Statistik bilden auch die Grundlage zur Behandlung der weiteren Fragen.

Die statistische Auswertung, die Aufschluss darüber gibt, ob die ermittelten Friktionsunterschiede signifikant sind, erfolgte mittels SPSS 22 (*Statistical Package for the Social Sciences*). Statistische Signifikanz liegt dann vor, wenn die Wahrscheinlichkeit, dass die beobachteten Unterschiede eine Folge einer zufälligen Streuung der Daten sind, unter dem jeweiligen als Signifikanzniveau festgelegten Messwert liegt. Hierbei wird die als „Nullhypothese“ bezeichnete Annahme getestet, dass die erhaltenen Messreihen sich nur infolge einer zufälligen Streuung unterscheiden, letztlich aber aus der gleichen Grundgesamtheit stammen. Die Wahrscheinlichkeit eines solchen Ergebnisses wird mit Hilfe eines statistischen Verfahrens ermittelt, das für die vorliegenden Daten geeignet ist. Die Nullhypothese wird verworfen, wenn der sich ergebende Wert unterhalb des als Signifikanzniveau festgelegten Grenzwertes liegt. Die Höhe des Grenzwertes wird unter Abwägung der Konsequenzen einer irrtümlichen Ablehnung bestimmt^{19,106}. Er wird umso niedriger angesetzt, je höher die Bedeutung einer falschen Annahme eingeschätzt wird. Üblich ist ein Signifikanzniveau von 5%. Bei diesem Niveau darf die Wahrscheinlichkeit, dass eine richtige Nullhypothese fälschlicherweise verworfen wird, d.h. das ein sogenannter „Alpha-Fehler“ auftritt, nicht mehr als 5% betragen. Die Wahrscheinlichkeit, dass eine richtige Nullhypothese nicht abgelehnt wird, muss sich auf mindestens 95 % belaufen. Dieses Niveau wurde auch für die folgende Untersuchung angesetzt.

Für die weitere Untersuchung der ersten Fragestellung kommen unterschiedliche Testverfahren in Frage, wobei die Wahl davon abhängt, ob eine Normalverteilung der jeweils fünf Mittelwerte der Friktion der untersuchten Bracket-Draht-Kombinationen vorliegt. Es wurde daher zunächst zur Überprüfung des Vorliegens einer Normalverteilung der Shapiro-Wilk-Test gewählt, der auch bei den hier vorliegenden kleinen Stichproben eine hohe Teststärke besitzt.

4. Material und Methoden

Die Nullhypothese, dass eine Normalverteilung innerhalb der insgesamt 132 Gruppen von Friktionswerten vorliegt, wurde bei $p < 0,05$ verworfen.

Es folgten Tests zur Untersuchung der Frage, ob es Unterschiede im Friktionsverhalten innerhalb der insgesamt 28 Drahtgruppen gibt. Bei jeder dieser Drahtgruppen handelt es sich um jeweils Drähte gleicher Dimension aus den fünf zu untersuchenden Materialien in Verbindung mit den verschiedenen Brackettypen und den zu den jeweiligen Drahtdimensionen passenden Slotgrößen. Da nicht bei allen Shapiro-Wilk-Tests eine Normalverteilung zu beobachten war, wurde ein nichtparametrischer Test, der Kruskal-Wallis-Test, gewählt. Mit ihm lässt sich ermitteln, ob die Friktionsunterschiede innerhalb der Drahtgruppen signifikant sind. Bei $p < 0,05$ wurde der Unterschied in der Friktion als signifikant betrachtet.

Es folgten gezielte Paarvergleiche jeweils zwischen einem Gummetalldraht und einer weiteren Drahtlegierung gleicher Dimension in Verbindung mit unterschiedlichen Brackets und Slotgrößen. In 104 Vergleichen unter Anwendung des Mann-Whitney-U-Tests wurde ermittelt, ob die beobachteten Friktionsunterschiede signifikant sind. Die Nullhypothese lautete, es gibt keine signifikanten Unterschiede. Weil es sich um multiple Paarvergleiche handelt – Gummetal wurde mit jeweils vier anderen Drahtmaterialien gleicher Dimension verglichen - hätten sich bei Verwendung des bisherigen Signifikanzniveaus wegen der bei multiplen Vergleichen entstehenden Alphafehler-Kumulierung auch faktisch nicht signifikante Friktionsunterschiede rechnerisch als signifikant erweisen können. Das Signifikanzniveau wurde daher entsprechend verringert. Anwendung fand das zur Neutralisierung der Alphafehler-Kumulierung nach Bonferroni korrigierte Signifikanzkriterium, bei dem das beim Test nur einer unabhängigen Variablen verwendete Niveau von $p < 0,05$ entsprechend der an einem Datensatz durchgeführten Zahl der unabhängigen Tests n , in diesem Fall 4, auf $1/n$ gesenkt wird. Die Nullhypothese wurde dementsprechend erst bei $p < 0,0125$ verworfen. Erst dann wurde das Vorliegen eines signifikanten Unterschiedes akzeptiert. Die Darstellung erfolgt in Matrizenform. Die Paarvergleiche werden erläutert und die Ergebnisse zusammengefasst.

Wichtige Messwerte, die das Friktionsverhalten der untersuchten Drahtmaterialien in Kombination mit den ausgewählten Brackets und Slotgrößen kennzeichnen, wurden in insgesamt 28 Diagrammen in Boxplots erfasst. Für jeden der vier Brackettypen der Slotgröße 18 wurden drei Diagramme (Drähte der Dimension 14, 16 und 16 x 22) und der Slotgröße 22 vier Diagramme (Drähte der Dimension 14, 16, 16 x 22 und 19 x 25) erstellt. Die Diagramme enthalten Boxplots, die auf der Basis von Medianen, Minima, Maxima und Verteilungen der Friktionsmesswerte erstellt wurden. Die graphischen Darstellungen erlauben einen Vergleich von

4. Material und Methoden

Verteilungen. Im Rahmen dieser Studie dienen sie dazu, einen graphischen Überblick über Ähnlichkeiten und Unterschiede im Friktionsverhalten verschiedener Drahtmaterialien zu vermitteln.

Zur Untersuchung der 2. Fragestellung, welchen Einfluss die Geometrie von Gummetal auf die Friktion hat, insbesondere, ob es signifikante Unterschiede im Friktionsverhalten unterschiedlicher Dimensionen von Gummetal als Rund- und Vierkantdraht gibt, wurden die Friktionsunterschiede zwischen den vier verwendeten Dimensionen von Gummetal und den mit diesen kombinierten Brackets und Slotgrößen getestet. Bei Slotgröße 18 handelt es sich um drei, bei Slotgröße 22 um vier Gummetaldimensionen. Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests wurde überprüft, ob es innerhalb der aus den jeweils drei bzw. vier Dimensionen bestehenden acht Gummetalgruppen (vier Brackettypen in jeweils zwei Slotgrößen) signifikante Unterschiede im Friktionsverhalten gibt. Bei Slotgröße 18 wurden drei, bei Slotgröße 22 vier Drahtdimensionen von Gummetal getestet. Die Nullhypothese, es liegen keine Unterschiede vor, wurde bei $p < 0,05$ verworfen, d.h., die Friktionsunterschiede innerhalb einer Gruppe galten dann als signifikant. Dem schlossen sich gezielte Paarvergleiche unterschiedlicher Dimensionen von Gummetal in Kombination mit den jeweiligen Brackets und Slotgrößen mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests an. Unterschiede galten bei Unterschreitung des Bonferroni korrigierten Signifikanzniveaus als signifikant.

Zur Untersuchung der 3. Frage, wie die unterschiedlichen Brackettypen in Kombination mit den verwendeten vier Dimensionen von Gummetal abschneiden, wurden mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests sieben Friktionsvergleiche zwischen unterschiedlichen Brackets in Kombination mit drei Drahtdimensionen bei Slotgröße 18 und vier Drahtdimensionen bei Slotgröße 22 (insgesamt sieben Bracketgruppen) durchgeführt. Es folgten unter Anwendung des Mann-Whitney-U-Tests gezielte Paarvergleiche zwischen unterschiedlichen Brackets jeweils der Slotgröße 18 und der Slotgröße 22. Die Ergebnisse der Paarvergleiche wurden unter Zugrundelegung des Bonferroni korrigierten Signifikanzniveaus beurteilt.

Schließlich dienten Paarvergleiche zwischen Slotgröße 18 und 22 jeweils eines Brackettyps in Kombination mit den verwendeten Gummetaldimensionen der Untersuchung der 4. Frage, ob die Wahl der Slotgröße einen Einfluss auf das Friktionsverhalten von Gummetaldrähten unterschiedlicher Dimension hat. Insgesamt wurden 12 Paarvergleiche durchgeführt. Bei $p < 0,05$ galten die Friktionsunterschiede als signifikant.

5. Ergebnisse

5.1 Fragestellung 1

Wie schneidet Gummetal im Vergleich mit ausgewählten weiteren Drahtmaterialien in Kombination mit bestimmten Brackettypen und Slotgrößen ab – Ist Gummetal mit besonders friktionsarmen Materialien wie Stahl vergleichbar?

5.1.1 Deskriptive Statistik

Grundlage für die Untersuchung der oben dargelegten Fragestellung und der Fragen zwei bis vier, sind die in Tabelle 3 (Deskriptive Statistik) dargestellten Mediane, Mittelwerte, Standardabweichungen, Minima und Maxima - jeweils in Newton (N) - der für die 132 Bracket-Draht-Kombinationen vorliegenden Testergebnisse.

Tabelle 3: Deskriptive Statistik: Testergebnisse für die 132 Bracket-Draht-Kombinationen. Die Tabelle gibt die Zahl der Tests je Bracket-Draht-Kombination (N), die Mediane (MD), Mittelwerte (M), Standardabweichungen (SD), Minima (Min) und Maxima (Max), farblich nach Brackettypen und Slotgrößen voneinander abgesetzt, wieder. Alle Messwerte sind in Newton (N) angegeben.

Gruppe	N	MD	M	SD	Min	Max
Clarity 18, β -Ti 16	5	1,819	1,894	,160	1,763	2,138
Clarity 18, β -Ti 16x22	5	1,565	1,539	,206	1,338	1,852
Clarity 18, CoCr 14	5	,903	,833	,212	,464	,979
Clarity 18, CoCr 16	5	,887	,819	,182	,560	,995
Clarity 18, CoCr 16x22	5	,897	,843	,147	,588	,955
Clarity 18, Gummetal 14	5	,698	,679	,089	,533	,775
Clarity 18, Gummetal 16	5	,856	,809	,163	,618	1,012
Clarity 18, Gummetal 16x22	5	1,079	1,043	,135	,841	1,210
Clarity 18, NiTi 14	5	1,043	1,025	,145	,798	1,164
Clarity 18, NiTi 16	5	,977	1,038	,141	,910	1,246
Clarity 18, NiTi 16x22	5	,827	,817	,074	,700	,888
Clarity 18, Stahl 14	5	,735	,640	,236	,313	,888
Clarity 18, Stahl 16	5	,735	,744	,053	,699	,834
Clarity 18, Stahl 16x22	5	,938	,815	,263	,362	1,004
Clarity 22, β -Ti 16	5	1,534	1,737	,529	1,168	2,563
Clarity 22, β -Ti 16x22	5	1,413	1,369	,066	1,289	1,421
Clarity 22, β -Ti 19x25	5	1,483	1,398	,194	1,067	1,559
Clarity 22, CoCr 14	5	,871	,857	,044	,800	,903
Clarity 22, CoCr 16	5	,784	,782	,093	,646	,886
Clarity 22, CoCr 16x22	5	,853	,783	,223	,490	1,011
Clarity 22, CoCr 19x25	5	,822	,771	,186	,451	,938
Clarity 22, Gummetal 14	5	,679	,586	,206	,246	,768

5. Ergebnisse

Gruppe	N	MD	M	SD	Min	Max
Clarity 22, Gummetal 16	5	,819	,787	,098	,675	,880
Clarity 22, Gummetal 16x22	5	,937	,866	,182	,560	1,005
Clarity 22, Gummetal 19x25	5	,896	,851	,098	,677	,907
Clarity 22, NiTi 14	5	,842	,884	,100	,786	1,039
Clarity 22, NiTi 16	5	,915	,906	,137	,761	1,092
Clarity 22, NiTi 16x22	5	,814	,729	,213	,349	,852
Clarity 22, NiTi 19x25	5	1,225	1,206	,091	1,052	1,286
Clarity 22, Stahl 14	5	,817	,829	,118	,725	1,028
Clarity 22, Stahl 16	5	,767	,793	,075	,739	,921
Clarity 22, Stahl 16x22	5	,773	,748	,049	,671	,784
Clarity 22, Stahl 19x25	5	,701	,631	,163	,378	,764
Discovery 18, β -Ti 16	5	1,911	1,988	,248	1,780	2,412
Discovery 18, β -Ti 16x22	5	1,582	1,593	,126	1,448	1,778
Discovery 18, CoCr 14	5	,896	,794	,267	,478	1,088
Discovery 18, CoCr 16	5	,786	,824	,233	,533	1,170
Discovery 18, CoCr 16x22	5	,952	1,059	,447	,688	1,831
Discovery 18, Gummetal 14	5	,614	,576	,161	,318	,759
Discovery 18, Gummetal 16	5	,690	,673	,095	,511	,755
Discovery 18, Gummetal 16x22	5	1,009	,986	,191	,694	1,227
Discovery 18, NiTi 14	5	,867	,910	,082	,841	1,012
Discovery 18, NiTi 16	5	1,118	1,126	,319	,699	1,528
Discovery 18, NiTi 16x22	5	,920	,908	,112	,737	1,039
Discovery 18, Stahl 14	5	,540	,565	,070	,522	,690
Discovery 18, Stahl 16	5	,505	,506	,172	,313	,741
Discovery 18, Stahl 16x22	5	,545	,561	,113	,452	,735
Discovery 22, β -Ti 16	5	1,970	1,999	,096	1,920	2,157
Discovery 22, β -Ti 16x22	5	1,308	1,344	,091	1,253	1,492
Discovery 22, β -Ti 19x25	5	1,375	1,435	,218	1,150	1,692
Discovery 22, CoCr 14	5	,830	,734	,174	,491	,896
Discovery 22, CoCr 16	5	,744	,797	,113	,721	,988
Discovery 22, CoCr 16x22	5	,745	,696	,182	,378	,830
Discovery 22, CoCr 19x25	5	,836	,729	,185	,428	,867
Discovery 22, Gummetal 14	5	,366	,429	,164	,271	,699
Discovery 22, Gummetal 16	5	,710	,689	,085	,588	,789
Discovery 22, Gummetal 16x22	5	,903	,862	,111	,666	,938
Discovery 22, Gummetal 19x25	5	,849	,835	,049	,783	,895
Discovery 22, NiTi 14	5	,761	,736	,129	,525	,871
Discovery 22, NiTi 16	5	,912	,915	,094	,802	1,055
Discovery 22, NiTi 16x22	5	,919	,905	,052	,825	,960
Discovery 22, NiTi 19x25	5	1,251	1,249	,115	1,094	1,400
Discovery 22, Stahl 14	5	,687	,670	,050	,611	,736
Discovery 22, Stahl 16	5	,660	,661	,018	,643	,684
Discovery 22, Stahl 16x22	5	,738	,715	,116	,524	,833
Discovery 22, Stahl 19x25	5	,743	,769	,038	,741	,811
Inspire Ice 18, β -Ti 16	5	2,399	2,380	,292	1,953	2,708
Inspire Ice 18, β -Ti 16x22	5	1,553	1,613	,204	1,365	1,849
Inspire Ice 18, CoCr 14	5	1,546	1,504	,452	,752	1,924

5. Ergebnisse

Gruppe	<i>N</i>	<i>MD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>
Inspire Ice 18, CoCr 16	5	1,425	1,335	,334	,897	1,766
Inspire Ice 18, CoCr 16x22	5	1,188	1,211	,153	1,028	1,407
Inspire Ice 18, Gummetal 14	5	1,836	1,859	,293	1,428	2,156
Inspire Ice 18, Gummetal 16	5	1,945	1,860	,407	1,349	2,329
Inspire Ice 18, Gummetal 16x22	5	1,445	1,502	,255	1,191	1,864
Inspire Ice 18, NiTi 14	5	1,100	1,101	,221	,786	1,389
Inspire Ice 18, NiTi 16	5	1,138	1,023	,297	,554	1,312
Inspire Ice 18, NiTi 16x22	5	,948	,907	,092	,767	,995
Inspire Ice 18, Stahl 14	5	1,478	1,556	,223	1,283	1,818
Inspire Ice 18, Stahl 16	5	1,383	1,637	,617	1,046	2,535
Inspire Ice 18, Stahl 16x22	5	1,126	1,061	,139	,828	1,157
Inspire Ice 22, β -Ti 16	5	2,152	2,138	,148	1,918	2,326
Inspire Ice 22, β -Ti 16x22	5	1,337	1,254	,325	,700	1,558
Inspire Ice 22, β -Ti 19x25	5	1,736	1,698	,185	1,458	1,932
Inspire Ice 22, CoCr 14	5	1,519	1,424	,158	1,203	1,549
Inspire Ice 22, CoCr 16	5	1,197	1,270	,132	1,162	1,433
Inspire Ice 22, CoCr 16x22	5	1,611	1,516	,363	,918	1,884
Inspire Ice 22, CoCr 19x25	5	1,358	1,164	,421	,650	1,646
Inspire Ice 22, Gummetal 14	5	1,642	1,634	,181	1,429	1,850
Inspire Ice 22, Gummetal 16	5	1,326	1,427	,216	1,255	1,790
Inspire Ice 22, Gummetal 16x22	5	1,823	1,587	,364	1,120	1,894
Inspire Ice 22, Gummetal 19x25	5	1,370	1,405	,201	1,182	1,703
Inspire Ice 22, NiTi 14	5	,988	,956	,169	,707	1,162
Inspire Ice 22, NiTi 16	5	1,167	1,113	,238	,775	1,426
Inspire Ice 22, NiTi 16x22	5	1,130	1,119	,116	,959	1,278
Inspire Ice 22, NiTi 19x25	5	1,180	1,073	,228	,701	1,264
Inspire Ice 22, Stahl 14	5	1,371	1,457	,417	,952	2,055
Inspire Ice 22, Stahl 16	5	1,773	1,764	,600	1,143	2,593
Inspire Ice 22, Stahl 16x22	5	1,428	1,621	,643	,926	2,632
Inspire Ice 22, Stahl 19x25	5	1,376	1,555	,604	,809	2,242
Micro Sprint 18, β -Ti 16	5	2,005	2,107	,240	1,901	2,459
Micro Sprint 18, β -Ti 16x22	5	2,193	2,096	,356	1,538	2,415
Micro Sprint 18, CoCr 14	5	1,156	1,129	,295	,663	1,467
Micro Sprint 18, CoCr 16	5	1,154	1,189	,155	1,037	1,397
Micro Sprint 18, CoCr 16x22	5	1,074	,892	,373	,405	1,259
Micro Sprint 18, Gummetal 14	5	1,091	1,002	,271	,574	1,288
Micro Sprint 18, Gummetal 16	5	,744	,627	,201	,407	,811
Micro Sprint 18, Gummetal 16x22	5	1,119	1,074	,132	,840	1,166
Micro Sprint 18, NiTi 14	5	1,454	1,485	,180	1,246	1,666
Micro Sprint 18, NiTi 16	5	1,369	1,356	,084	1,250	1,472
Micro Sprint 18, NiTi 16x22	5	1,266	1,315	,284	1,079	1,771
Micro Sprint 18, Stahl 14	5	1,215	1,182	,233	,823	1,471
Micro Sprint 18, Stahl 16	5	1,245	1,259	,106	1,141	1,430
Micro Sprint 18, Stahl 16x22	5	1,183	1,156	,146	,994	1,299
Micro Sprint 22, β -Ti 16	5	2,441	2,401	,438	1,820	2,991
Micro Sprint 22, β -Ti 16x22	5	1,838	1,836	,185	1,588	2,088
Micro Sprint 22, β -Ti 19x25	5	1,888	1,913	,251	1,643	2,275

5. Ergebnisse

Gruppe	<i>N</i>	<i>MD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>
Micro Sprint 22, CoCr 14	5	1,320	1,230	,228	,851	1,437
Micro Sprint 22, CoCr 16	5	1,362	1,364	,125	1,233	1,505
Micro Sprint 22, CoCr 16x22	5	1,008	,909	,269	,474	1,185
Micro Sprint 22, CoCr 19x25	5	1,160	1,154	,086	1,054	1,285
Micro Sprint 22, Gummetal 14	5	,400	,486	,330	,176	,925
Micro Sprint 22, Gummetal 16	5	,911	,859	,202	,508	1,000
Micro Sprint 22, Gummetal 16x22	5	1,103	1,205	,226	1,084	1,609
Micro Sprint 22, Gummetal 19x25	5	,999	,996	,024	,957	1,016
Micro Sprint 22, NiTi 14	5	1,185	1,145	,189	,935	1,396
Micro Sprint 22, NiTi 16	5	1,302	1,247	,158	1,082	1,443
Micro Sprint 22, NiTi 16x22	5	1,268	1,306	,094	1,216	1,425
Micro Sprint 22, NiTi 19x25	5	1,746	1,699	,142	1,456	1,820
Micro Sprint 22, Stahl 14	5	1,229	1,211	,105	1,072	1,338
Micro Sprint 22, Stahl 16	5	1,289	1,243	,089	1,132	1,333
Micro Sprint 22, Stahl 16x22	5	1,119	1,087	,165	,912	1,274
Micro Sprint 22, Stahl 19x25	5	1,277	1,255	,164	1,001	1,450
Insgesamt	660	1,070	1,147	,471	,176	2,991

Mit obigen Daten lässt sich der Bereich abstecken, in dem sich die Beobachtungen bewegen. So liegen die Mediane zwischen 0,366 N und 2,441 N (14er Gummetal mit 22er Discovery und 16er β -Ti mit 22er Micro Sprint) und die Mittelwerte zwischen 0,429 N und 2,401 N (ebenfalls 14er Gummetal mit 22er Discovery und 16er β -Ti mit 22er Micro Sprint).

Die Standardabweichung nimmt Werte zwischen 0,018 N und 0,617 N an (16er Stahl mit 22er Discovery und 16er Stahl mit 18er Inspire Ice). Minima bewegen sich zwischen 0,176 N und 1,953 N (14er Gummetal mit 22er Micro Sprint und 16er β -Ti mit 18er Inspire Ice), Maxima zwischen 0,699 N und 2,991 N (ebenfalls 14er Gummetal mit 22er Discovery und 16er β -Ti mit 22er Micro Sprint).

Den niedrigsten Median, den niedrigsten Mittelwert und den niedrigsten Maximalwert aller untersuchten Materialkombinationen weist Gummetal in der Dimension 14 in Kombination mit Discovery der Slotgröße 22 auf.

5.1.2 Test auf Normalverteilung

Es folgen Shapiro-Wilk-Tests zur Überprüfung der jeweils fünf Mittelwerte der 132 Bracket-Bogen-Kombinationen auf Normalverteilung. Die Ergebnisse sind aus Tabelle 4 zu ersehen. Wie unten ausgeführt, traf die Hypothese der Normalverteilung nicht für alle Kombinationen zu. Von den insgesamt 132 getesteten Kombinationen wiesen 14 keine Normalverteilung ($p < 0,05$) auf.

Tabelle 4: Shapiro-Wilk-Tests: Überprüfung auf Normalverteilung der jeweils fünf Mittelwerte, die sich beim fünfmaligen Test der 132 Bracket-Draht-Kombinationen ergaben.

Gruppe	P
Clarity 18, β -Ti 16	,231
Clarity 18, β -Ti 16x22	,413
Clarity 18, CoCr 14	,034
Clarity 18, CoCr 16	,482
Clarity 18, CoCr 16x22	,043
Clarity 18, Gummetal 14	,162
Clarity 18, Gummetal 16	,632
Clarity 18, Gummetal 16x22	,789
Clarity 18, NiTi 14	,531
Clarity 18, NiTi 16	,362
Clarity 18, NiTi 16x22	,520
Clarity 18, Stahl 14	,587
Clarity 18, Stahl 16	,129
Clarity 18, Stahl 16x22	,045
Clarity 22, β -Ti 16	,567
Clarity 22, β -Ti 16x22	,036
Clarity 22, β -Ti 19x25	,094
Clarity 22, CoCr 14	,496
Clarity 22, CoCr 16	,882
Clarity 22, CoCr 16x22	,512
Clarity 22, CoCr 19x25	,051
Clarity 22, Gummetal 14	,214
Clarity 22, Gummetal 16	,160
Clarity 22, Gummetal 16x22	,115
Clarity 22, Gummetal 19x25	,003
Clarity 22, NiTi 14	,479
Clarity 22, NiTi 16	,689
Clarity 22, NiTi 16x22	,002
Clarity 22, NiTi 19x25	,160
Clarity 22, Stahl 14	,150
Clarity 22, Stahl 16	,077
Clarity 22, Stahl 16x22	,135
Clarity 22, Stahl 19x25	,238
Discovery 18, β -Ti 16	,120
Discovery 18, β -Ti 16x22	,927
Discovery 18, CoCr 14	,386
Discovery 18, CoCr 16	,894
Discovery 18, CoCr 16x22	,073
Discovery 18, Gummetal 14	,437
Discovery 18, Gummetal 16	,126
Discovery 18, Gummetal 16x22	,517
Discovery 18, NiTi 14	,097
Discovery 18, NiTi 16	,993

Gruppe	P
Discovery 18, NiTi 16x22	,860
Discovery 18, Stahl 14	,004
Discovery 18, Stahl 16	,865
Discovery 18, Stahl 16x22	,583
Discovery 22, β -Ti 16	,219
Discovery 22, β -Ti 16x22	,361
Discovery 22, β -Ti 19x25	,719
Discovery 22, CoCr 14	,274
Discovery 22, CoCr 16	,053
Discovery 22, CoCr 16x22	,025
Discovery 22, CoCr 19x25	,094
Discovery 22, Gummetal 14	,302
Discovery 22, Gummetal 16	,607
Discovery 22, Gummetal 16x22	,008
Discovery 22, Gummetal 19x25	,378
Discovery 22, NiTi 14	,409
Discovery 22, NiTi 16	,902
Discovery 22, NiTi 16x22	,729
Discovery 22, NiTi 19x25	1,000
Discovery 22, Stahl 14	,612
Discovery 22, Stahl 16	,656
Discovery 22, Stahl 16x22	,360
Discovery 22, Stahl 19x25	,012
Inspire Ice 18, β -Ti 16	,901
Inspire Ice 18, β -Ti 16x22	,559
Inspire Ice 18, CoCr 14	,244
Inspire Ice 18, CoCr 16	,898
Inspire Ice 18, CoCr 16x22	,875
Inspire Ice 18, Gummetal 14	,603
Inspire Ice 18, Gummetal 16	,736
Inspire Ice 18, Gummetal 16x22	,947
Inspire Ice 18, NiTi 14	,972
Inspire Ice 18, NiTi 16	,468
Inspire Ice 18, NiTi 16x22	,445
Inspire Ice 18, Stahl 14	,550
Inspire Ice 18, Stahl 16	,469
Inspire Ice 18, Stahl 16x22	,063
Inspire Ice 22, β -Ti 16	,846
Inspire Ice 22, β -Ti 16x22	,094
Inspire Ice 22, β -Ti 19x25	,939
Inspire Ice 22, CoCr 14	,103
Inspire Ice 22, CoCr 16	,071
Inspire Ice 22, CoCr 16x22	,352
Inspire Ice 22, CoCr 19x25	,418
Inspire Ice 22, Gummetal 14	,624
Inspire Ice 22, Gummetal 16	,116
Inspire Ice 22, Gummetal 16x22	,078

Gruppe	P
Inspire Ice 22, Gummetal 19x25	,870
Inspire Ice 22, NiTi 14	,930
Inspire Ice 22, NiTi 16	,862
Inspire Ice 22, NiTi 16x22	,969
Inspire Ice 22, NiTi 19x25	,205
Inspire Ice 22, Stahl 14	,950
Inspire Ice 22, Stahl 16	,668
Inspire Ice 22, Stahl 16x22	,633
Inspire Ice 22, Stahl 19x25	,542
Micro Sprint 18, β -Ti 16	,291
Micro Sprint 18, β -Ti 16x22	,422
Micro Sprint 18, CoCr 14	,609
Micro Sprint 18, CoCr 16	,509
Micro Sprint 18, CoCr 16x22	,308
Micro Sprint 18, Gummetal 14	,585
Micro Sprint 18, Gummetal 16	,049
Micro Sprint 18, Gummetal 16x22	,006
Micro Sprint 18, NiTi 14	,442
Micro Sprint 18, NiTi 16	,959
Micro Sprint 18, NiTi 16x22	,270
Micro Sprint 18, Stahl 14	,534
Micro Sprint 18, Stahl 16	,487
Micro Sprint 18, Stahl 16x22	,193
Micro Sprint 22, β -Ti 16	,996
Micro Sprint 22, β -Ti 16x22	,997
Micro Sprint 22, β -Ti 19x25	,826
Micro Sprint 22, CoCr 14	,243
Micro Sprint 22, CoCr 16	,328
Micro Sprint 22, CoCr 16x22	,414
Micro Sprint 22, CoCr 19x25	,694
Micro Sprint 22, Gummetal 14	,387
Micro Sprint 22, Gummetal 16	,038
Micro Sprint 22, Gummetal 16x22	,001
Micro Sprint 22, Gummetal 19x25	,207
Micro Sprint 22, NiTi 14	,659
Micro Sprint 22, NiTi 16	,304
Micro Sprint 22, NiTi 16x22	,296
Micro Sprint 22, NiTi 19x25	,118
Micro Sprint 22, Stahl 14	,922
Micro Sprint 22, Stahl 16	,256
Micro Sprint 22, Stahl 16x22	,325
Micro Sprint 22, Stahl 19x25	,732

Keine Normalverteilung bei $p < 0,05$ rot markiert

5.1.3 Test der Drahtgruppen auf Friktionsunterschiede

Den Shapiro-Wilk-Tests schließen sich nichtparametrische Kruskal-Wallis-Tests an, um Auskunft darüber zu erhalten, ob innerhalb der 28 Drahtgruppen ein signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied in der Friktion besteht. Bei den Drahtgruppen handelt es sich um die oben dargelegten

Tabelle 5: Kruskal-Wallis-Tests aller Drahtgruppen. Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Test wird untersucht, ob es Friktionsunterschiede innerhalb der 28 Drahtgruppen gibt. Bei diesen handelt es sich jeweils um Drähte gleicher Dimension aus den fünf zu untersuchenden Materialien in Verbindung mit unterschiedlichen Brackets und Slotgrößen.

Bracket, Dimension Drahtgruppe	Friktion (N)
	P
Clarity 18, 14	,014
Clarity 18, 16	,003
Clarity 18, 16x22	,003
Clarity 22, 14	,011
Clarity 22, 16	,009
Clarity 22, 16x22	,008
Clarity 22, 19x25	,001
Discovery 18, 14	,035
Discovery 18, 16	,001
Discovery 18, 16x22	,003
Discovery 22, 14	,041
Discovery 22, 16	,001
Discovery 22, 16x22	,001
Discovery 22, 19x25	,001
Inspire Ice 18, 14	,023
Inspire Ice 18, 16	,006
Inspire Ice 18, 16x22	,001
Inspire Ice 22, 14	,016
Inspire Ice 22, 16	,009
Inspire Ice 22, 16x22	,206
Inspire Ice 22, 19x25	,034
Micro Sprint 18, 14	,049
Micro Sprint 18, 16	,001
Micro Sprint 18, 16x22	,009
Micro Sprint 22, 14	,014
Micro Sprint 22, 16	,001
Micro Sprint 22, 16x22	,002
Micro Sprint 22, 19x25	,000

$p < 0,05$ schwarze Zahlen

Gruppen von Drähten jeweils gleicher Dimension aber unterschiedlicher Materialien in Verbindung mit den verschiedenen Brackettypen und den zu den jeweiligen Drahtdimensionen passenden Slotgrößen. Die Ergebnisse sind in Tabelle 5 zusammengefasst. In 27 Gruppen bestand zwischen den Gruppen gleicher Dimension ein signifikanter Unterschied in der Friktion. Eine Ausnahme bildete die Drahtgruppe der Dimension 16x22 in Verbindung mit Inspire Ice 22.

5.1.4 Gezielte Paarvergleiche: Gummetal mit NiTi, β -Ti, Stahl, CoCr

Mit dem nichtparametrischen Mann-Whitney-U-Test wurde schließlich untersucht, ob die Friktionsunterschiede zwischen Gummetal und jeweils einem anderen Drahtmaterial derselben Dimension in Kombination mit den ausgewählten Brackettypen und Slotgrößen signifikant sind. Die berechneten Signifikanzniveaus von insgesamt 104 Paarvergleichen sind in der folgenden Matrix, Tabelle 6, zu ersehen. Wie oben ausgeführt, lag β -Ti in der 14er Dimension nicht vor und konnte daher nicht zu Paarvergleichen hinzugezogen werden; entsprechende Kombinationen sind durch Leerfelder gekennzeichnet. Zur Neutralisierung der Alphafehlerkummulierung wurde, wie oben dargelegt, das Signifikanzniveau in Höhe von $p < 0,05$ Bonferroni korrigiert. In 37 Paarvergleichen erwiesen sich die Unterschiede als signifikant. Die unterschiedlichen Brackets und Slotgrößen sind wieder farblich voneinander abgesetzt.

Tabelle 6: Mann-Whitney-U-Tests: Gummetal mit NiTi, β -Ti, Stahl, CoCr. In dieser Tabelle werden die Ergebnisse der gezielten Paarvergleiche zwischen Gummetaldrähten und jeweils einer weiteren Drahtlegierung derselben Dimension in Verbindung mit unterschiedlichen Brackets und Slotgrößen dargestellt. Der Tabelle ist zu entnehmen, ob die Friktionsunterschiede signifikant sind.

Bracket	Gummetal	NiTi	β -Ti	Stahl	CoCr
Clarity 18,	Drahtdim. 14	*		n.s.	n.s.
Clarity 18,	Drahtdim. 16	n.s.	*	n.s.	n.s.
Clarity 18,	Drahtdim. 16x22	n.s.	*	n.s.	n.s.
Clarity 22,	Drahtdim. 14	*		n.s.	*
Clarity 22,	Drahtdim. 16	n.s.	*	n.s.	n.s.
Clarity 22,	Drahtdim. 16x22	n.s.	*	n.s.	n.s.
Clarity 22,	Drahtdim. 19x25	*	*	n.s.	n.s.
Discovery 18,	Drahtdim. 14	*		n.s.	n.s.
Discovery 18,	Drahtdim. 16	n.s.	*	n.s.	n.s.
Discovery 18,	Drahtdim. 16x22	n.s.	*	n.s.	n.s.
Discovery 22,	Drahtdim. 14	n.s.		n.s.	n.s.
Discovery 22,	Drahtdim. 16	*	*	n.s.	n.s.
Discovery 22,	Drahtdim. 16x22	n.s.	*	n.s.	n.s.
Discovery 22,	Drahtdim. 19x25	*	*	n.s.	n.s.

5. Ergebnisse

Bracket	Gummetal	NiTi	β-Ti	Stahl	CoCr
Inspire Ice 18, Drahtdim. 14		*		n.s.	n.s.
Inspire Ice 18, Drahtdim. 16		*	n.s.	n.s.	n.s.
Inspire Ice 18, Drahtdim. 16x22		*	n.s.	*	n.s.
Inspire Ice 22, Drahtdim. 14		*		n.s.	n.s.
Inspire Ice 22, Drahtdim. 16		n.s.	*	n.s.	n.s.
Inspire Ice 22, Drahtdim. 16x22		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Inspire Ice 22, Drahtdim. 19x25		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Micro Sprint 18, Drahtdim. 14		n.s.		n.s.	n.s.
Micro Sprint 18, Drahtdim. 16		*	*	*	*
Micro Sprint 18, Drahtdim. 16x22		n.s.	*	n.s.	n.s.
Micro Sprint 22, Drahtdim. 14		*		*	n.s.
Micro Sprint 22, Drahtdim. 16		*	*	*	*
Micro Sprint 22, Drahtdim. 16x22		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Micro Sprint 22, Drahtdim. 19x25		*	*	n.s.	*

Leerfeld: nicht getestet

[n.s.] nicht signifikant

[*] $p < 0,05$ (Bonferroni-korrigiert)

5.1.5 Erläuterung der Paarvergleiche: Gummetal mit NiTi, β-Ti, Stahl, CoCr

Durch Verknüpfung der Mittelwerte aus der deskriptiven Statistik und der in Tabelle 6 zu ersiehenden statistischen Signifikanz werden im Folgenden die Paarvergleiche zwischen Gummetal und den weiteren Drahtmaterialien jeweils derselben Dimension erläutert. Die Paarvergleiche der Drähte wurden nach den mit ihnen kombinierten Brackets in der Reihenfolge Clarity, Discovery, Inspire Ice und Micro Sprint, zuerst Slotgröße 18 danach Slotgröße 22, geordnet.

Clarity 18

- In der Kombination der Drahtdimension 14 mit Clarity 18 hat Stahl mit 0,640 N den niedrigsten Mittelwert der Friktion. Es folgen Gummetal mit 0,679 N, CoCr mit 0,857 N und NiTi mit 1,025 N. (β-Ti liegt in der Dimension 14 nicht vor).

Die Friktion von Gummetal ist signifikant niedriger als die von NiTi. Nicht signifikant ist der Unterschied zwischen Gummetal und CoCr sowie Gummetal und Stahl.

- In der Dimension 16 weist Stahl mit einem Mittelwert von 0,744 N die niedrigste Friktion auf, gefolgt von Gummetal mit 0,809 N, CoCr mit 0,819 N, NiTi mit 1,038 N und β-Ti mit 1,894 N.

Die Friktion von Gummetal ist signifikant niedriger als die von β-Ti. Der Unterschied zu CoCr, NiTi und Stahl ist nicht signifikant.

5. Ergebnisse

- In der Dimension 16x22 liegt der Mittelwert der Friktion von Stahl bei 0,815 N, der von NiTi bei 0,817 N, der von CoCr bei 0,843 N, der von Gummetal bei 1,043 N und der von β -Ti bei 1,539 N.

Verglichen mit β -Ti weist Gummetal eine signifikant geringere Friktion auf. Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen Gummetal und CoCr, NiTi und Stahl.

Clarity 22

- In der Drahtgruppe der Dimension 14 hat Gummetal den niedrigsten Mittelwert von 0,586 N. Es folgen Stahl mit 0,829 N, CoCr mit 0,857 N und NiTi mit 0,884 N. (β -Ti liegt in der Dimension nicht vor).

Gummetal hat eine signifikant geringere Friktion als CoCr und NiTi. Nicht signifikant ist der Unterschied zu Stahl.

- In der Dimension 16 hat CoCr den niedrigsten Mittelwert mit 0,782 N. Ihm folgen Gummetal mit 0,787 N, Stahl mit 0,793 N, NiTi mit 0,906 N und β -Ti mit 1,737 N.

Gummetal zeigt eine signifikant niedrigere Friktion als β -Ti. Zu den anderen Drähten besteht kein signifikanter Unterschied.

- In der Dimension 16x22 weist NiTi mit 0,729 N den geringsten Mittelwert auf. Ihm folgen Stahl mit 0,748 N, CoCr mit 0,783 N, Gummetal mit 0,866 N und β -Ti mit 1,369 N.

Gummetal hat im Vergleich zu β -Ti eine signifikant geringere Friktion. Zu den anderen Drähten unterscheidet sich Gummetal nicht signifikant.

- In der Dimension 19x25 ist die Friktion von Stahl mit einem Mittelwert von 0,631 N am niedrigsten. Es folgen CoCr mit 0,771 N, Gummetal mit 0,851 N, NiTi mit 1,206 N und β -Ti mit 1,398 N.

Gummetal hat eine signifikant niedrigere Friktion als β -Ti und NiTi. Der Unterschied zu CoCr und Stahl ist nicht signifikant.

Discovery 18

- In der Dimension 14 ist die Friktion von Stahl mit einem Mittelwert von 0,565 N am geringsten. Es folgen Gummetal mit 0,576 N, CoCr mit 0,794 N und NiTi mit 0,910 N. (β -Ti liegt nicht in dieser Dimension vor).

Die Friktion von Gummetal ist signifikant geringer als die von NiTi. Der Unterschied der Friktion zwischen Gummetal und Stahl sowie Gummetal und CoCr ist nicht signifikant.

- In der Dimension 16 weist Stahl den geringsten Mittelwert mit 0,506 N auf. Es folgen Gummetal mit 0,673 N, CoCr mit 0,824 N, NiTi mit 1,126 N und β -Ti mit 1,988 N.

Gummetal weist im Vergleich mit β -Ti eine signifikant niedrigere Friktion auf. Der Unterschied zu NiTi, Stahl und CoCr ist nicht signifikant.

- In der Drahtgruppe mit der Dimension 16x22 hat Stahl den geringsten Mittelwert mit 0,561 N. Es folgen NiTi mit 0,908 N, Gummetal mit 0,986 N, CoCr mit 1,059 N und β -Ti mit 1,593 N.

Gummetal hat eine signifikant geringere Friktion als β -Ti. Der Unterschied zu CoCr, Stahl und NiTi ist nicht signifikant.

Discovery 22

- In der Dimension 14 hat Gummetal den geringsten Mittelwert mit 0,429 N. Ihm folgen Stahl mit 0,670 N, CoCr mit 0,734 N und NiTi mit 0,736 N. (β -Ti liegt nicht in 14 vor).

Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen der Friktion von Gummetal, NiTi, Stahl und CoCr.

- In der Dimension 16 weist Stahl mit einem Mittelwert von 0,661 N die geringste Friktion auf. Es folgen Gummetal mit 0,689 N, CoCr mit 0,797 N, NiTi mit 0,915 N und β -Ti mit 1,999 N.

Gummetal weist eine signifikant geringere Friktion als β -Ti und NiTi auf. Im Vergleich mit der Friktion von Stahl und CoCr gibt es keinen signifikanten Unterschied.

- In der Dimension 16x22 hat CoCr den geringsten Mittelwert mit 0,696 N. Es folgen Stahl mit 0,715 N, Gummetal mit 0,862 N, NiTi mit 0,905 N und β -Ti mit 1,344 N.

Gummetal hat eine signifikant geringere Friktion als β -Ti. Zu der Friktion der anderen drei Drähte gibt es keinen signifikanten Unterschied.

5. Ergebnisse

- In der Dimension 19x25 weist CoCr den geringsten Mittelwert mit 0,729 N auf. Es folgen Stahl mit 0,769 N, Gummetal mit 0,835 N, NiTi mit 1,249 N und β -Ti mit 1,435 N.

Gummetal weist in dieser Gruppe eine signifikant geringere Friktion als β -Ti und NiTi auf. Zu Stahl und CoCr ist der Unterschied in der Friktion nicht signifikant.

Inspire Ice 18

- In der Dimension 14 weist NiTi mit einem Mittelwert von 1,101 N die geringste Friktion auf. Es folgen CoCr mit 1,504 N, Stahl mit 1,556 N und Gummetal mit 1,859 N. (β -Ti liegt nicht in dieser Dimension vor).

Gummetal hat eine signifikant höhere Friktion als NiTi. Im Vergleich zu CoCr und Stahl ist der Unterschied nicht signifikant.

- In der Dimension 16 weist NiTi mit einem Mittelwert von 1,023 N die geringste Friktion auf. Es folgen CoCr mit 1,335 N, Stahl mit 1,637 N, Gummetal mit 1,860 N und β -Ti mit 2,380 N.

Gummetal besitzt eine signifikant höhere Friktion als NiTi. Zu β -Ti, CoCr und Stahl ist der Unterschied nicht signifikant.

- In der Dimension 16x22 hat NiTi die geringste Friktion mit einem Mittelwert von 0,907 N. Es folgen Stahl mit 1,061 N, CoCr mit 1,211 N, Gummetal mit 1,502 N und β -Ti mit 1,613 N.

Gummetal weist im Vergleich mit NiTi und Stahl eine signifikant höhere Friktion auf, verglichen mit CoCr und β -Ti gibt es keinen signifikanten Unterschied.

Inspire Ice 22

- In der Gruppe der Dimension 14 hat NiTi mit einem Mittelwert von 0,956 N die geringste Friktion, gefolgt von CoCr mit 1,424 N, Stahl mit 1,457 N und Gummetal mit 1,634 N. (β -Ti liegt in dieser Dimension nicht vor).

Gummetal hat eine signifikant höhere Friktion als NiTi. Im Vergleich mit CoCr und Stahl ist der Unterschied nicht signifikant.

5. Ergebnisse

- In der Gruppe der Dimension 16 hat NiTi mit einem Mittelwert von 1,113 die geringste Friktion gefolgt von CoCr mit 1,270 N, Gummetal mit 1,427 N, Stahl mit 1,764 N und β -Ti mit 2,138 N.

Gummetal weist eine signifikant geringere Friktion als β -Ti auf. Im Vergleich mit NiTi, CoCr und Stahl ist der Unterschied nicht signifikant.

- In der Gruppe der Dimension 16x22 zeigt NiTi mit einem Mittelwert von 1,119 N die geringste Friktion. Es folgen β -Ti mit 1,254 N, CoCr mit 1,516 N, Gummetal mit 1,587 N und Stahl mit einer Friktion von 1,621 N.

Gummetal unterscheidet sich in dieser Gruppe nicht signifikant von den vier anderen Drähten.

- In der Gruppe der Dimension 19x25 weist NiTi mit dem Mittelwert von 1,073 N den geringsten Mittelwert auf. Es folgen CoCr mit 1,164 N, Gummetal mit 1,405 N, Stahl mit 1,555 N und β -Ti mit 1,698 N.

Verglichen mit den anderen Drähten zeigt Gummetal keinen signifikanten Unterschied.

Micro Sprint 18

- In der Gruppe der Dimension 14 weist Gummetal den niedrigsten Mittelwert der Friktion mit 1,002 N auf. Es folgen CoCr mit 1,129 N, Stahl mit 1,182 N und NiTi mit 1,485 N. (β -Ti liegt in dieser Dimension nicht vor).

Verglichen mit den anderen Drähten zeigt Gummetal keinen signifikanten Unterschied.

- In der Gruppe der Dimension 16 ist der Mittelwert der Friktion von Gummetal mit 0,627 N am niedrigsten. Es folgen CoCr mit 1,189 N, Stahl mit 1,259 N, NiTi mit 1,356 N und β -Ti mit 2,107 N.

Gummetal weist in dieser Gruppe eine signifikant niedrigere Friktion verglichen mit den anderen vier Drähten auf.

- In der Gruppe der Dimension 16x22 zeigt CoCr den geringsten Mittelwert der Friktion mit 0,892 N, gefolgt von Gummetal mit 1,074 N, Stahl mit 1,156 N, NiTi mit 1,315 N und β -Ti mit 2,096 N.

Gummetal hat eine signifikant niedrigere Friktion als β -Ti. Im Vergleich mit den anderen drei Drähten gibt es keinen signifikanten Unterschied.

Micro Sprint 22

- In der Gruppe der Dimension 14 weist Gummetal mit 0,486 N den niedrigsten Mittelwert auf. Es folgen NiTi mit 1,145 N, Stahl mit 1,211 N und CoCr mit 1,230 N. (β -Ti liegt in dieser Dimension nicht vor).

Gummetal weist eine signifikant niedrigere Friktion auf als NiTi und Stahl. Der Unterschied zu CoCr ist nicht signifikant.

- In der Gruppe der Dimension 16 weist Gummetal mit einem Mittelwert von 0,859 N die geringste Friktion auf. Es folgen Stahl mit 1,243 N, NiTi mit 1,247 N, CoCr mit 1,364 N und β -Ti mit 2,401 N.

Gummetal weist in dieser Gruppe eine signifikant niedrigere Friktion im Vergleich mit allen anderen vier Drähten auf.

- In der Gruppe der Dimension 16x22 weist CoCr den niedrigsten Mittelwert der Friktion mit 0,909 N auf. Es folgen Stahl mit 1,087 N, Gummetal mit 1,205 N, NiTi mit 1,306 N und β -Ti mit 1,836 N.

Zwischen Gummetal und den anderen vier Drähten gibt es keinen signifikanten Unterschied.

- In der Gruppe der Dimension 19x25 weist Gummetal mit 0,996 N den geringsten Mittelwert der Friktion auf. Es folgen CoCr mit 1,154 N, Stahl mit 1,255 N, NiTi mit 1,699 N und β -Ti mit 1,913 N.

Gummetal weist in dieser Gruppe eine signifikant niedrigere Friktion als β -Ti, CoCr und NiTi auf. Verglichen mit Stahl gibt es keinen signifikanten Unterschied.

5.1.6 Zusammenfassung zur Fragestellung 1

Die Friktionsvergleiche verschiedener Drahtmaterialien ergaben folgende Ergebnisse. Vgl. auch die jeweiligen Boxplots in den Diagrammen in 5.1.7:

- Gummetal ist mit dem als „Standardlegierung“ geltenden Stahl in allen vier Dimensionen unter Friktionsgesichtspunkten in Verbindung mit Clarity und Discovery beider

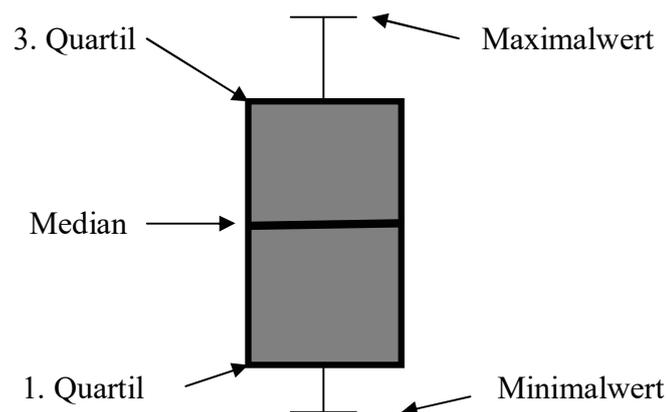
Slotgrößen durchaus vergleichbar – es wurden keine signifikanten Unterschiede beobachtet (vgl. auch Abb. 18 - 31).

- Herausragend ist das Friktionsverhalten von Gummetal im Vergleich mit Stahl in allen Dimensionen in Verbindung mit Micro Sprint beider Slotgrößen – die Friktion von Gummetal ist in drei der sieben untersuchten Kombinationen signifikant niedriger als die von Stahl (vgl. auch Abb 39 - 45).
- Den niedrigsten Mittelwert, den niedrigsten Median und den niedrigsten Maximalwert aller untersuchten Materialkombinationen wies Gummetal in der Dimension 14 in Kombination mit Discovery der Slotgröße 22 auf.
- Die Friktionsunterschiede zwischen Gummetal und CoCr sind in 24 der 28 Kombinationen von Drahtdimensionen und Brackets nicht signifikant, in vier Kombinationen ist die Friktion von Gummetal signifikant niedriger, davon in drei Kombinationen mit Micro Sprint. CoCr weist allerdings je nach Dimension u.a. unterschiedliche Härtegrade auf.
- Zwischen Gummetal und NiTi sind die Friktionsunterschiede bei 14 der 28 Kombinationen von Drahtdimensionen und Brackets nicht signifikant. Bei 10 Kombinationen ist die Friktion von NiTi signifikant höher. Bei vier Verbindungen, alle mit Inspire Ice, ist die Friktion von NiTi dagegen signifikant niedriger (vgl. Abb. 32 - 38).
- Im Vergleich mit Gummetal ist die Friktion von β -Ti bei 15 der 20 Kombinationen signifikant höher. Bei fünf Kombinationen ist der Unterschied nicht signifikant, davon bei vier Kombinationen mit Inspire Ice.
- Im Friktionsverhalten von Drahtmaterialien in Verbindung mit Inspire Ice beider Slotgrößen sind Besonderheiten zu beobachten. In dieser Kombination ist Gummetal unter Friktionsgesichtspunkten so wenig wie Stahl zu empfehlen. NiTi, das ansonsten in Verbindung mit Clarity, Discovery und Micro Sprint zumeist eine höhere Friktion hat, weist bei Inspire Ice, wie oben dargelegt, bei einigen Kombinationen eine signifikant niedrigere Friktion als Gummetal auf. NiTi rückt jedenfalls in der Rangfolge der Drähte entsprechend der Höhe ihrer Friktion nach vorn, wenn es mit Inspire Ice Brackets kombiniert wird (vgl. auch Abb. 32 - 38).

5.1.7 Vergleiche von Drahtmaterialien anhand von Boxplots

Informationen über das beobachtete Friktionsverhalten einzelner Bracket-Draht-Kombinationen werden im Folgenden in Boxplots präsentiert. Diese basieren auf den in den Tests ermittelten Daten zur Friktion und werden nach folgendem Schema erstellt: Es werden fünf Datenpunkte verwendet, bei denen es sich, von unten nach oben gelesen, um den Minimalwert (kleinster Wert, abgesehen von gegebenenfalls auftretenden Ausreißern/ Extremwerten), das 25%-Quartil/1. Quartil (zwischen Minimalwert und diesem Wert liegen 25% der Werte), den Median (dicker schwarzer Strich), das 75%-Quartil/3. Quartil und den Maximalwert handelt¹⁴⁹. Ausreißer und Extremwerte werden mit "Punkten" und "Sternchen" versehen, und zwar werden Werte, die mindestens 1,5 Kastenlängen außerhalb des Kastens des Boxplots (aufgespannt vom 25%- und 75%-Quartil) liegen, als Ausreißer (Punkt) und Werte, die mindestens 3 Kastenlängen außerhalb des Kastens liegen, als Extremwerte (Sternchen) markiert.

Extremwert → ☆



Ausreißer → ○

Abb. 17: Konstruktionsprinzip eines Boxplots

Clarity 18

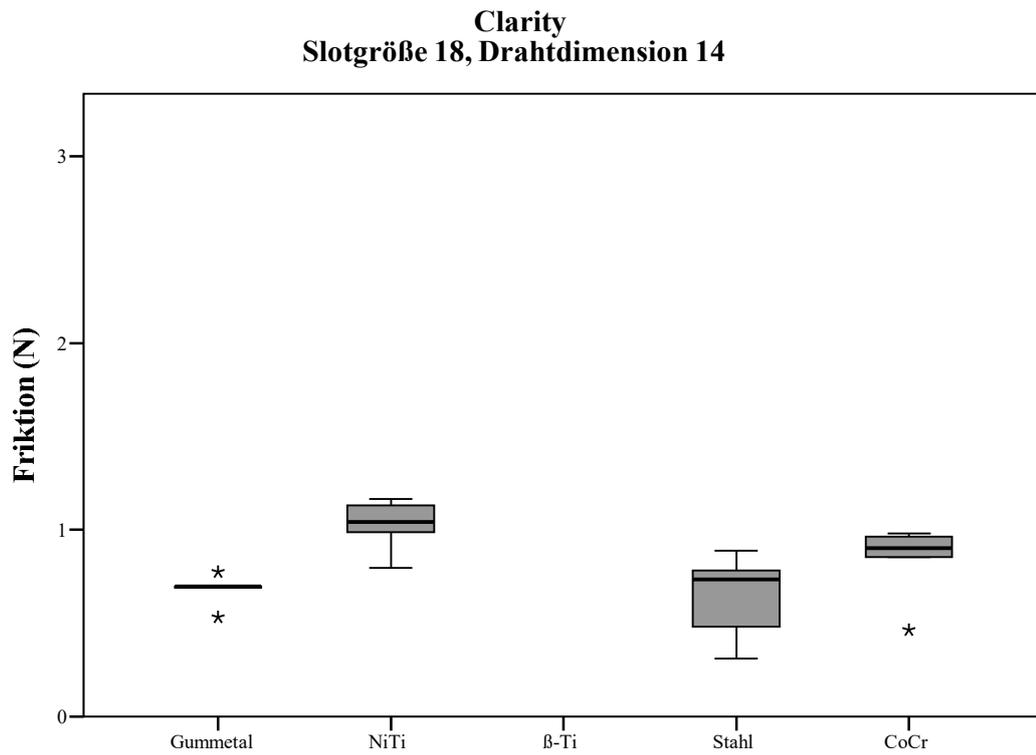


Abb. 18: Clarity 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 14 (β -Ti lag in dieser Dimension nicht vor)

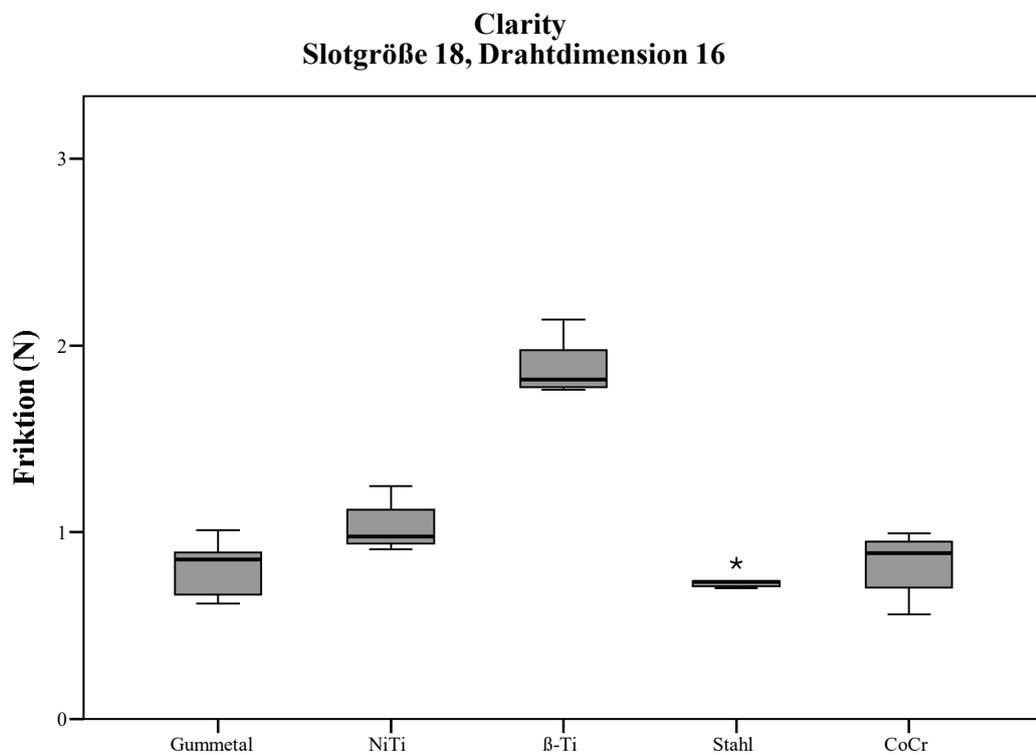


Abb. 19: Clarity 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16

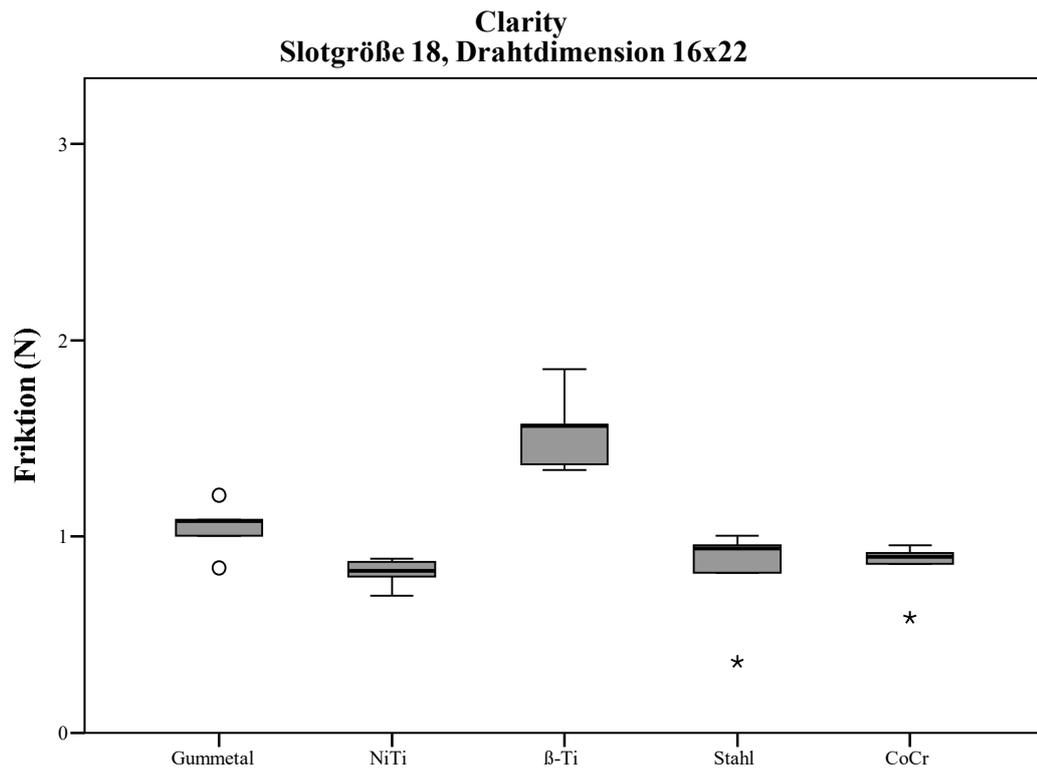


Abb. 20: Clarity 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16x22

Clarity 22

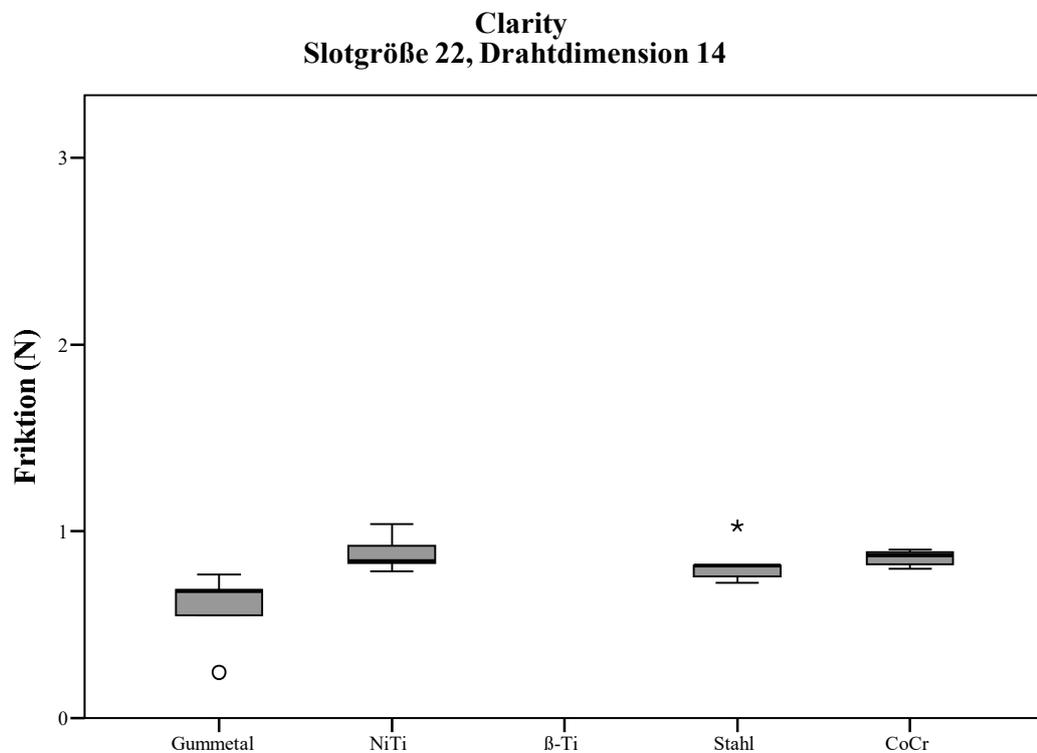


Abb. 21: Clarity 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 14
(β-Ti lag in der Dimension nicht vor)

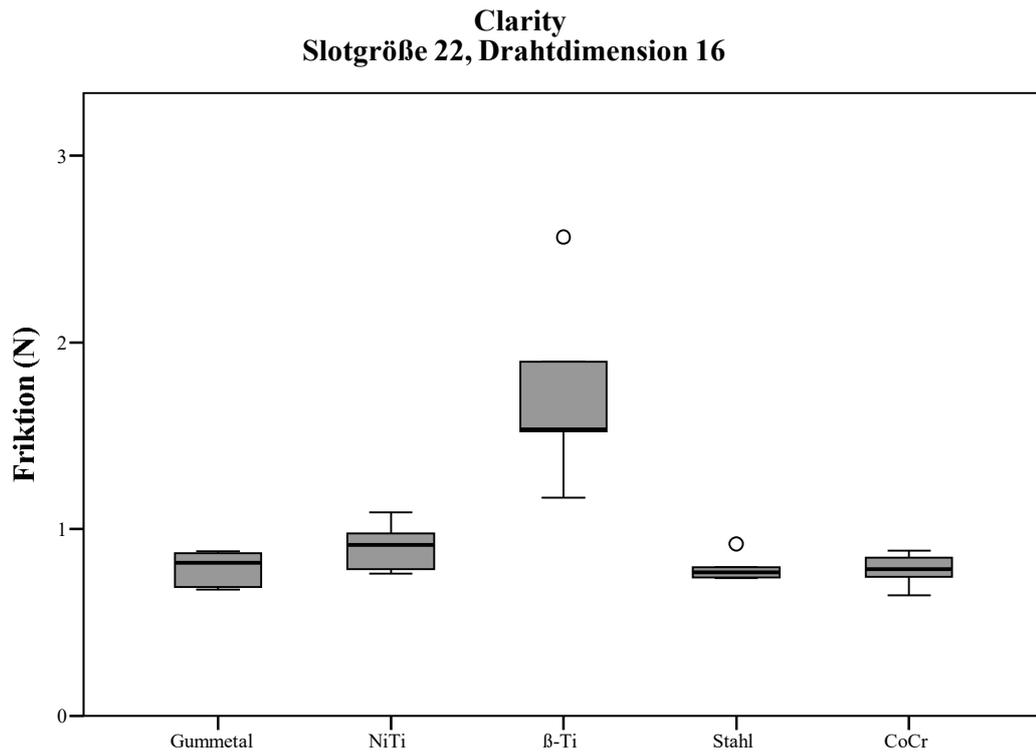


Abb. 22: Clarity 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16

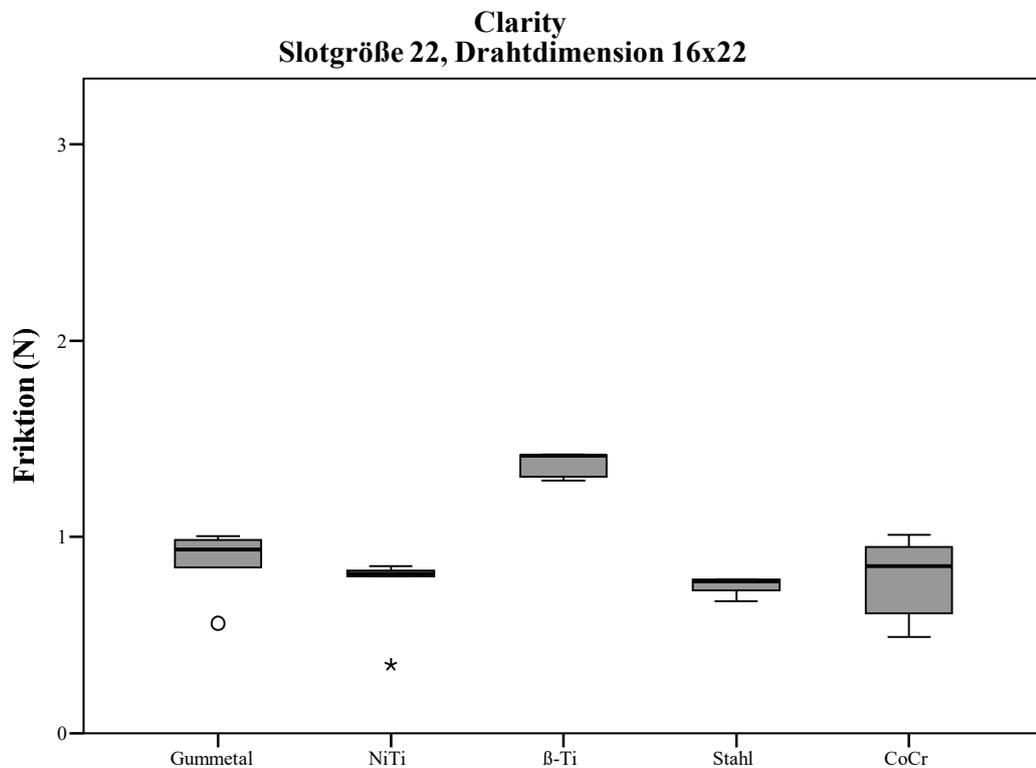


Abb. 23: Clarity 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16x22

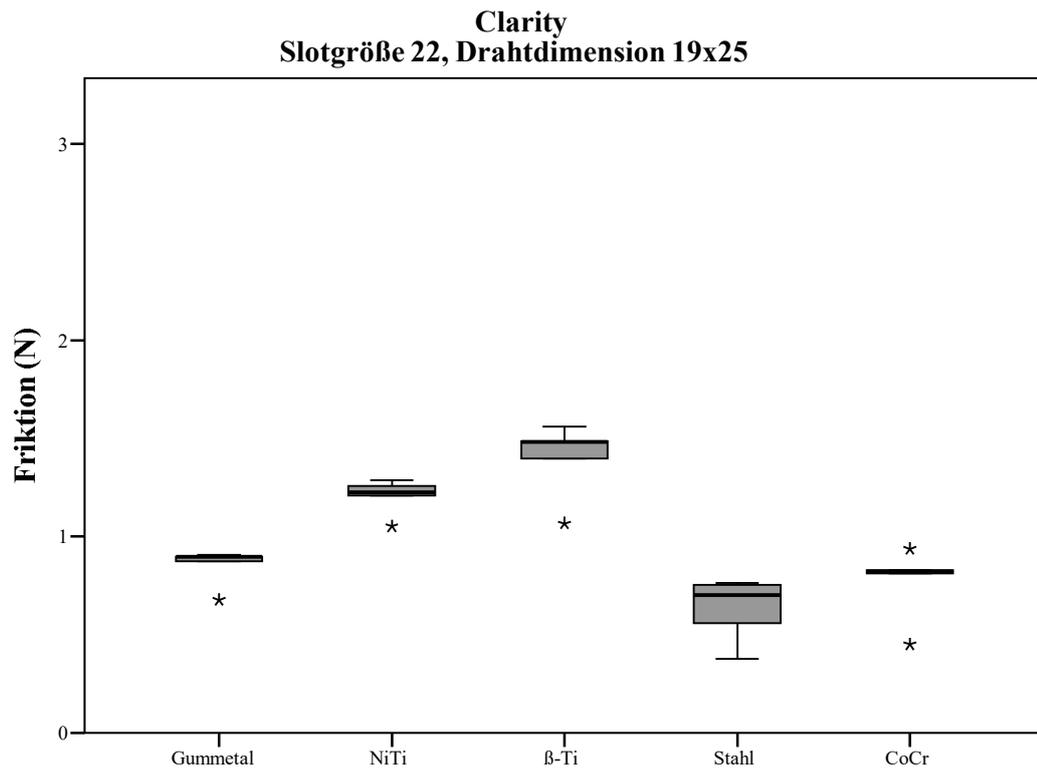


Abb. 24: Clarity 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 19x25

Discovery 18

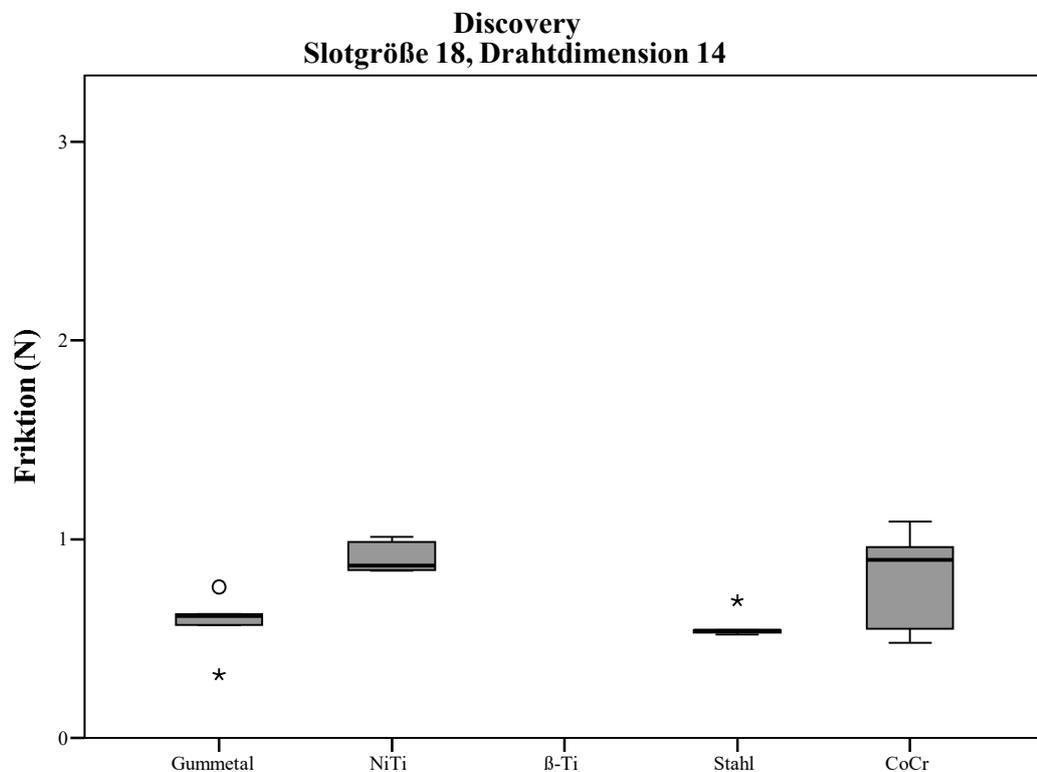


Abb. 25: Discovery 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 14 (β-Ti lag in dieser Dimension nicht vor)

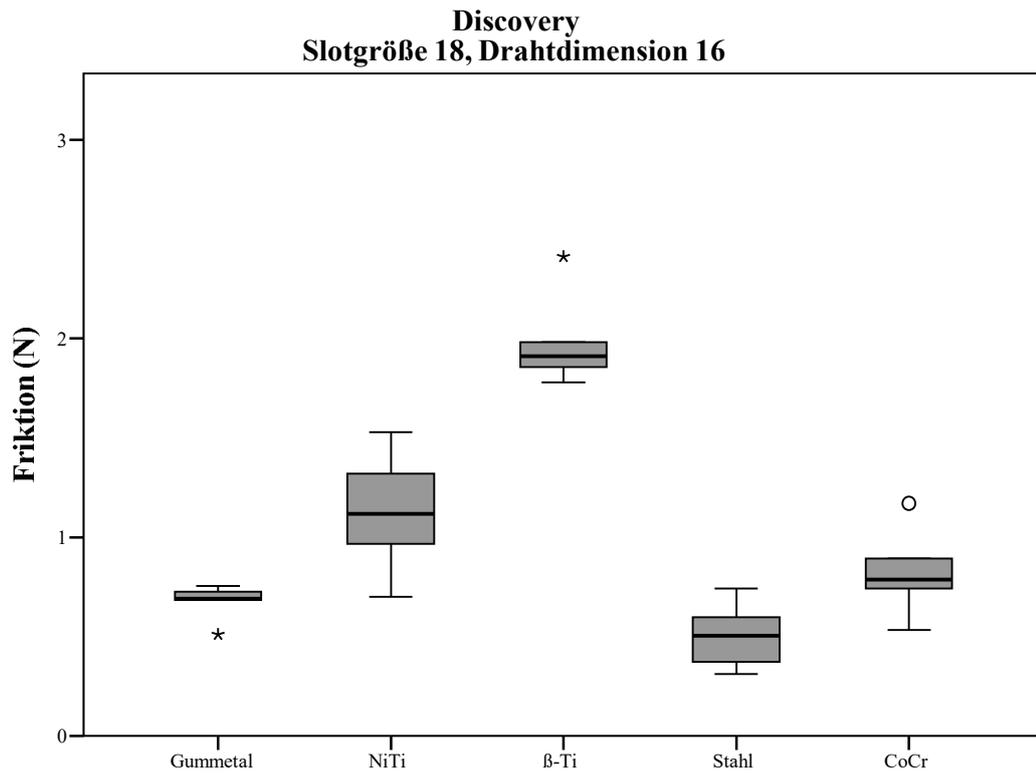


Abb. 26: Discovery 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16

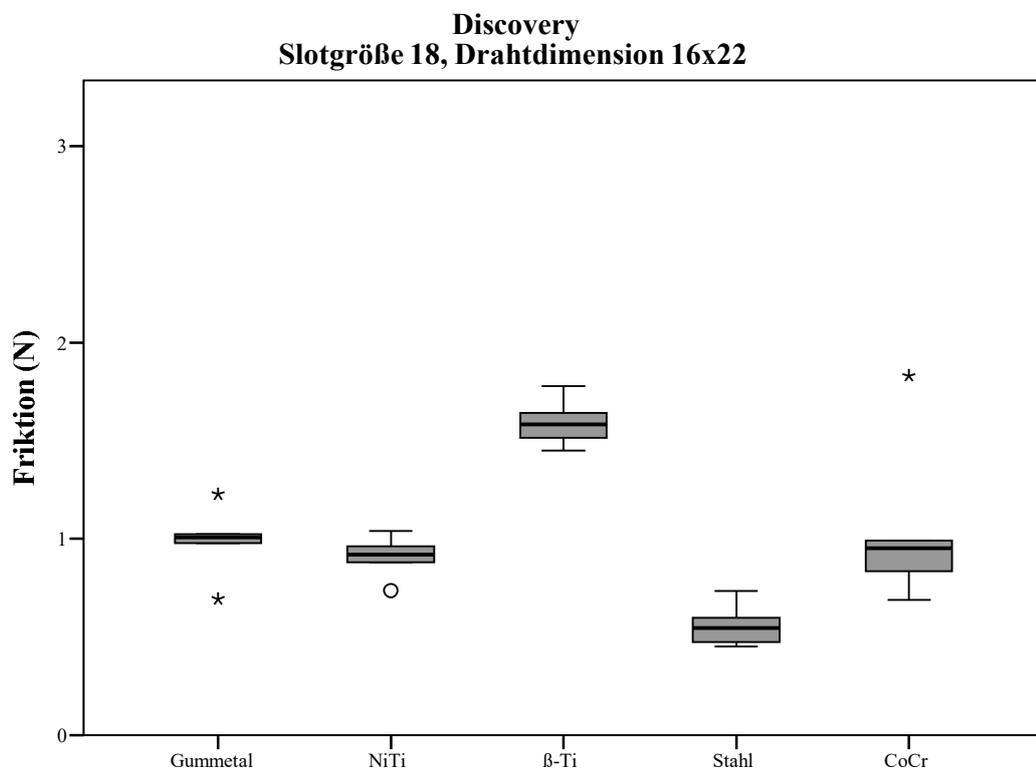


Abb. 27: Discovery 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16x22

Discovery 22

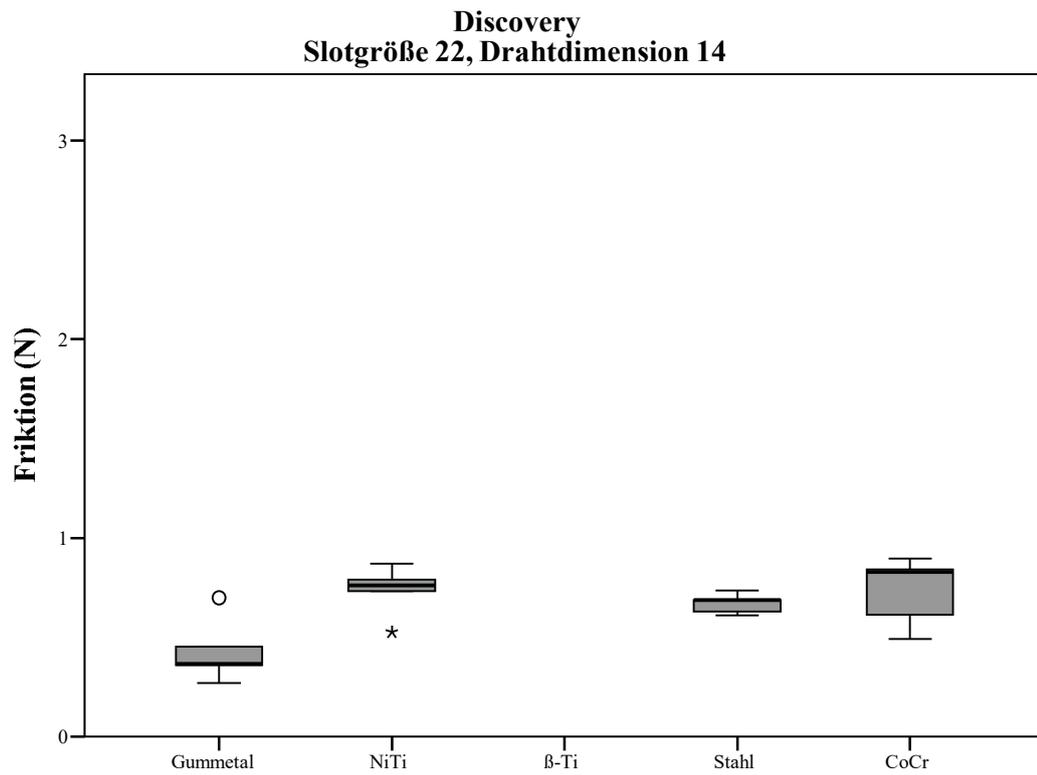


Abb. 28: Discovery 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 14 (β -Ti lag in dieser Dimension nicht vor)

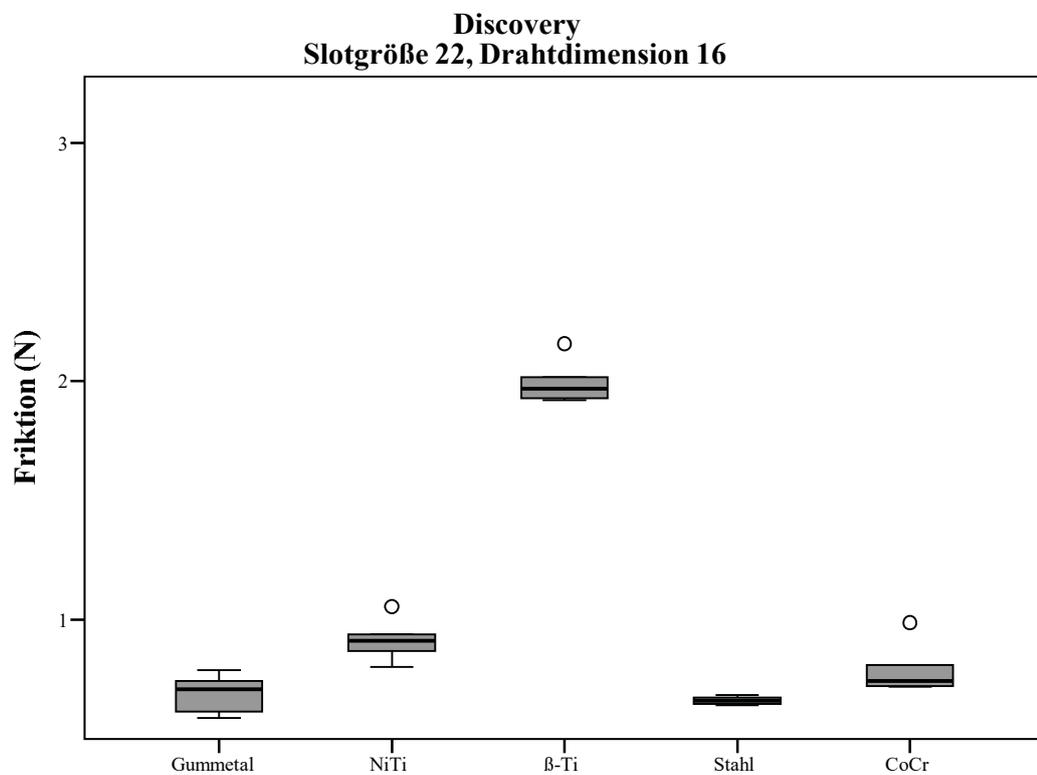


Abb. 29: Discovery 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16

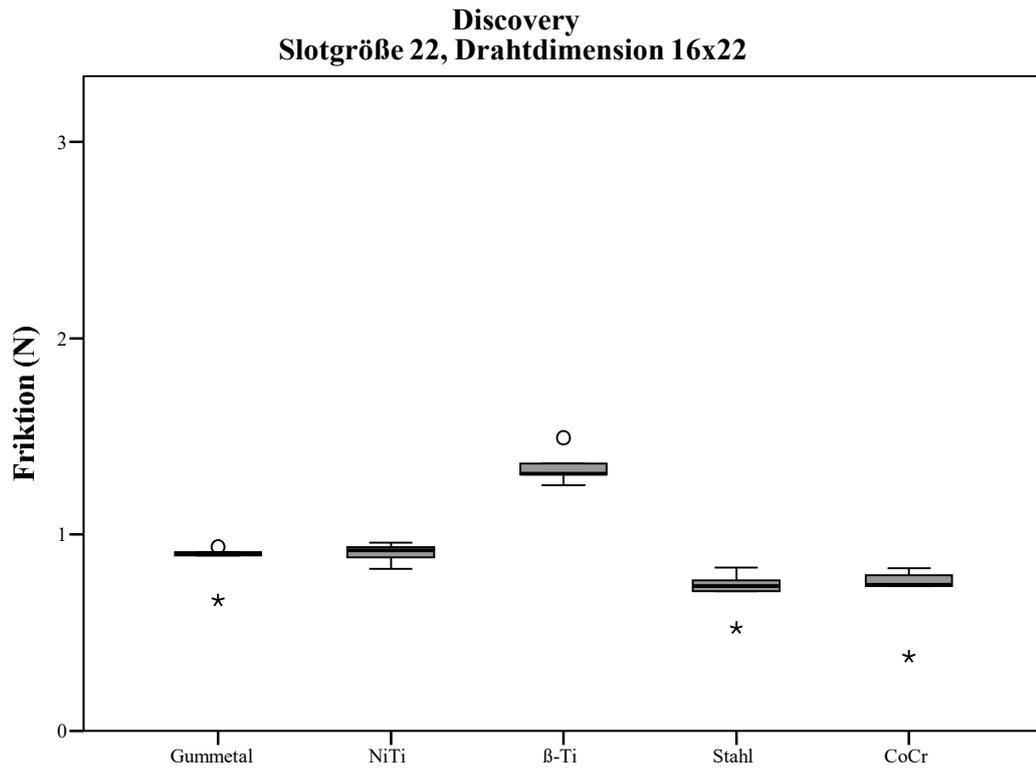


Abb. 30: Discovery 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16x22

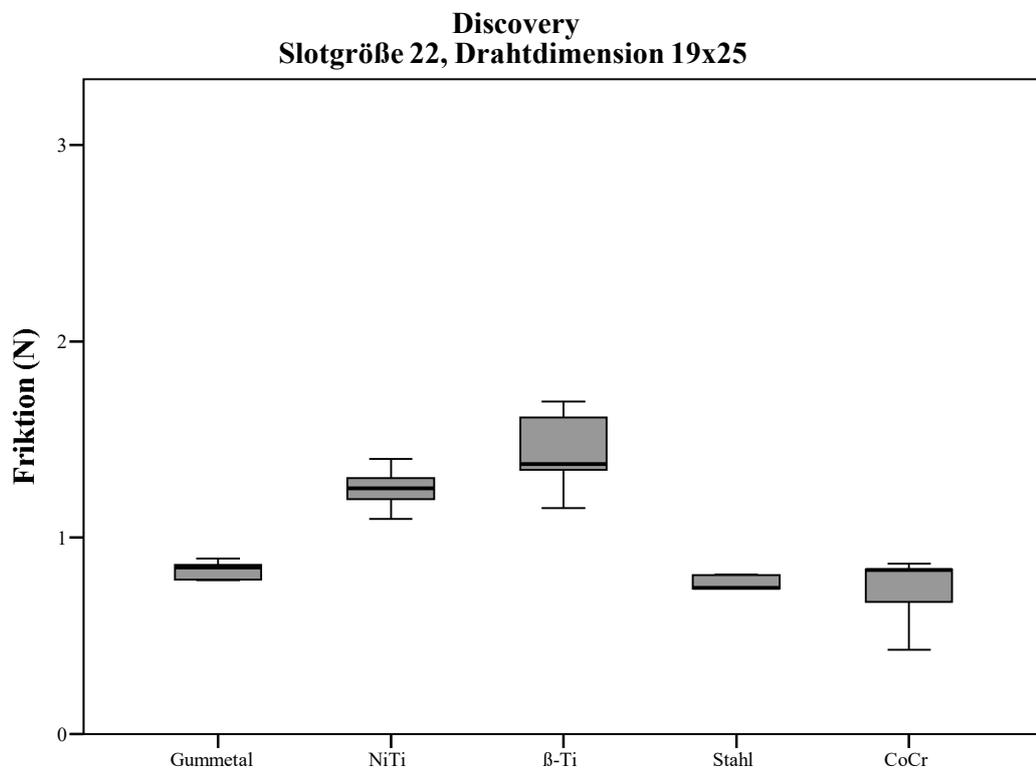


Abb. 31: Discovery 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 19x25

Inspire Ice 18

Inspire Ice
Slotgröße 18, Drahtdimension 14

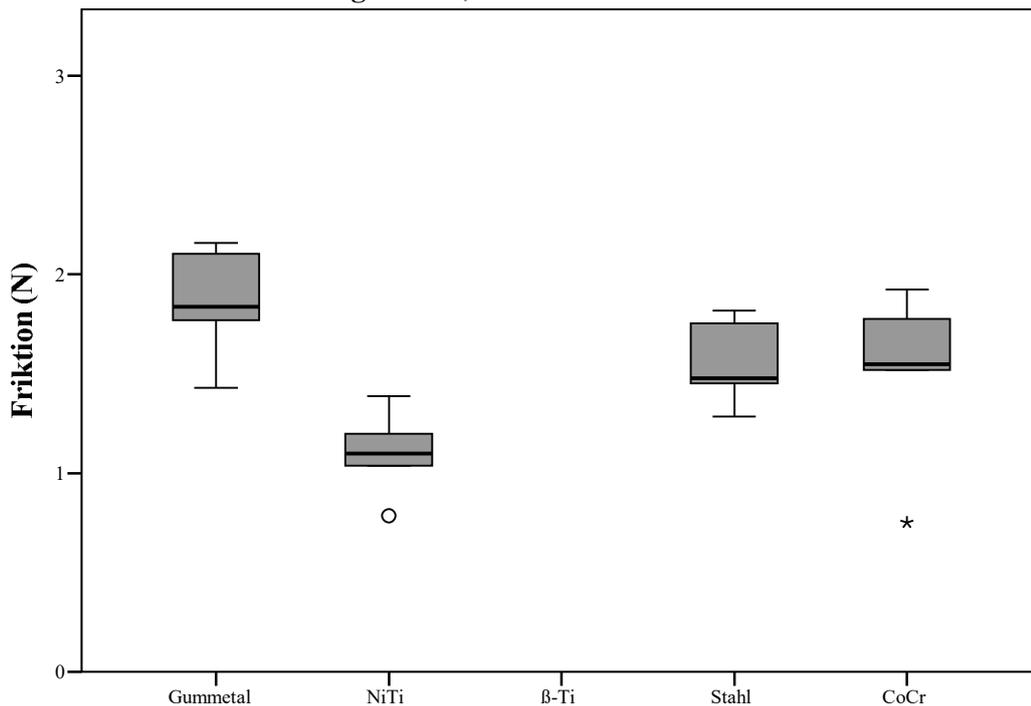


Abb. 32: Inspire Ice 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 14 (β-Ti lag in dieser Dimension nicht vor)

Inspire Ice
Slotgröße 18, Drahtdimension 16

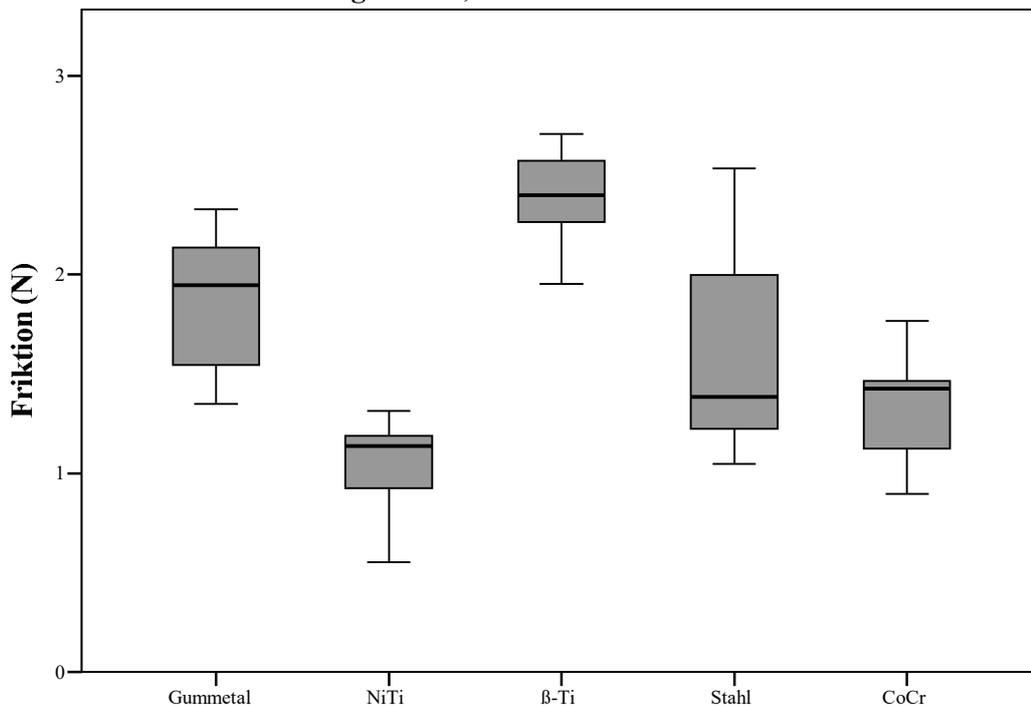


Abb. 33: Inspire Ice 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16

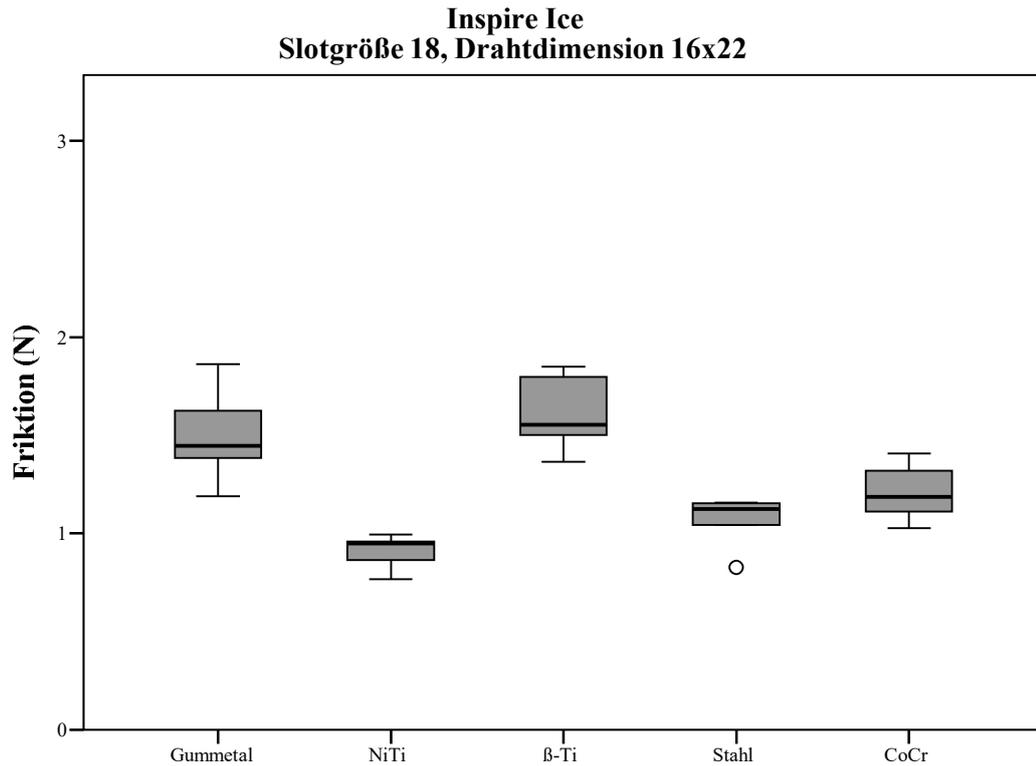


Abb. 34: Inspire Ice 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16x22

Inspire Ice 22

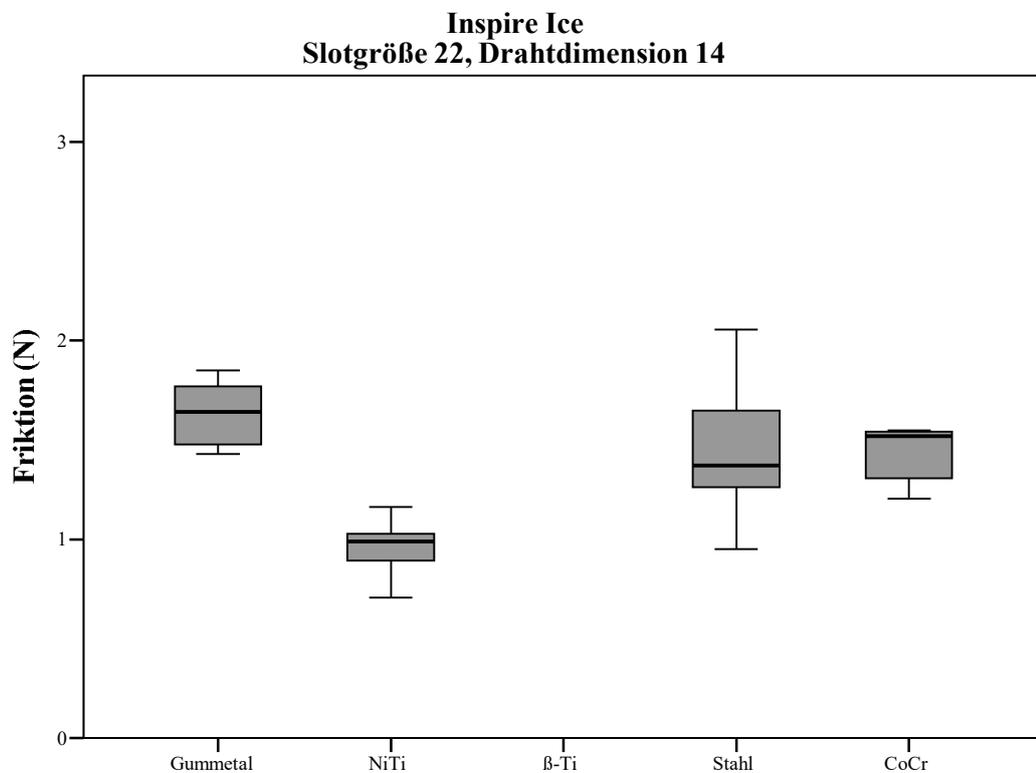


Abb. 35: Inspire Ice 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 14 (β-Ti lag in dieser Dimension nicht vor)

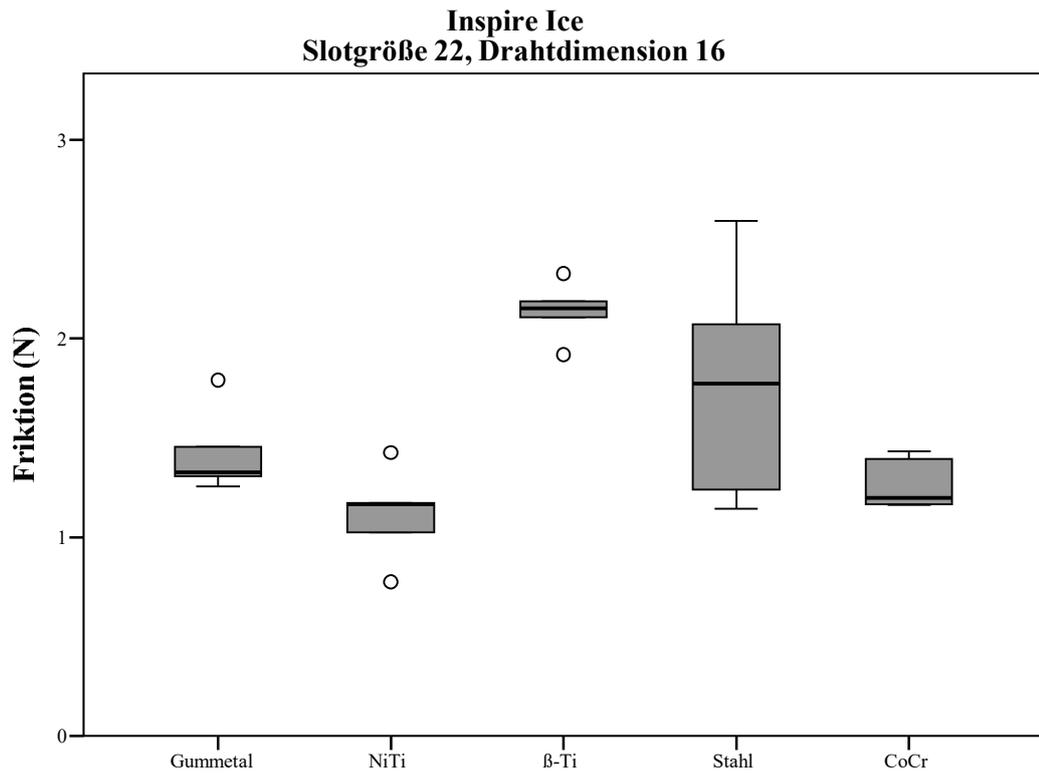


Abb. 36: Inspire Ice 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16

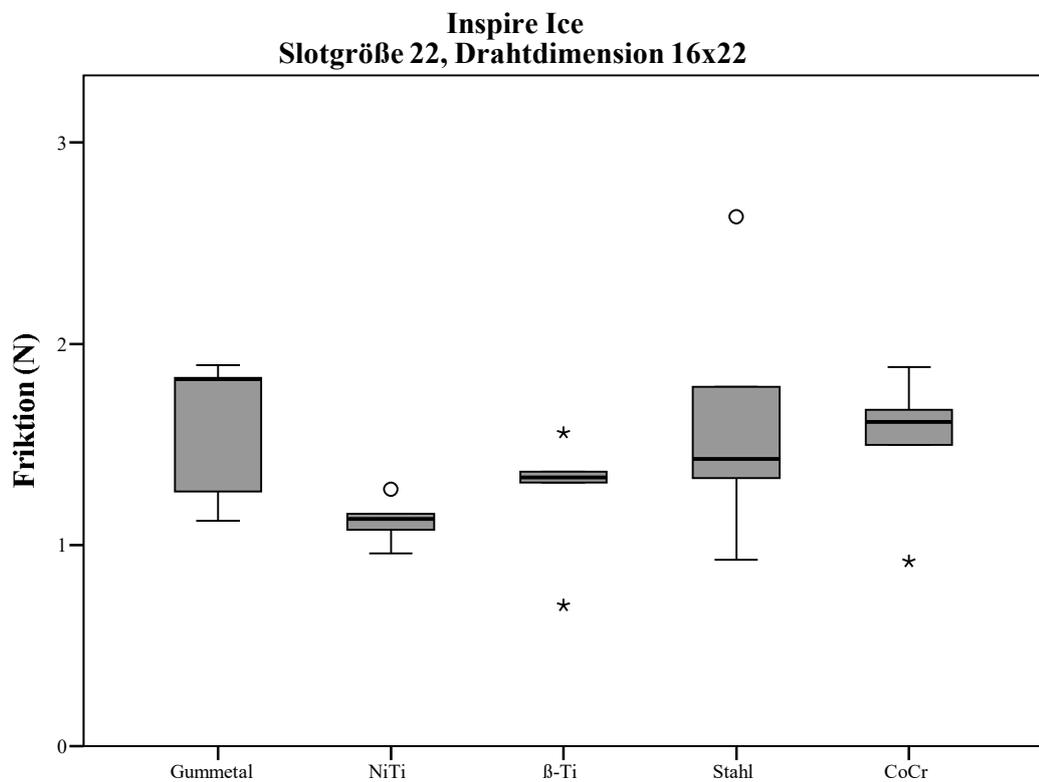


Abb. 37: Inspire Ice 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16x22

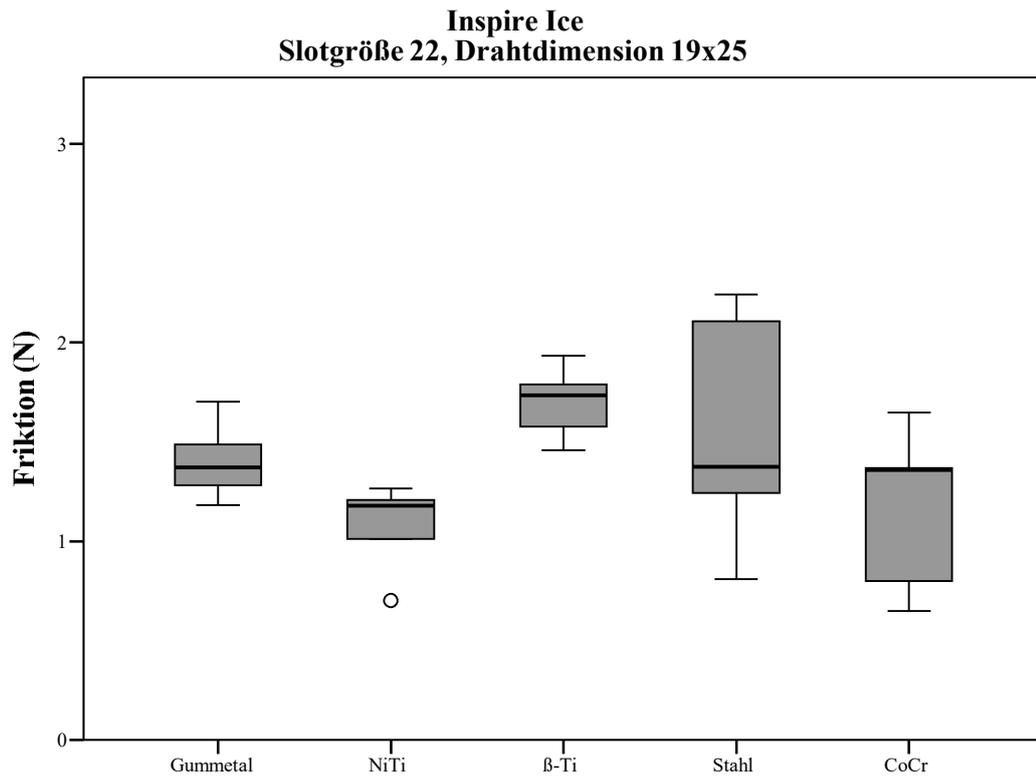


Abb. 38: Inspire Ice 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 19x25

Micro Sprint 18

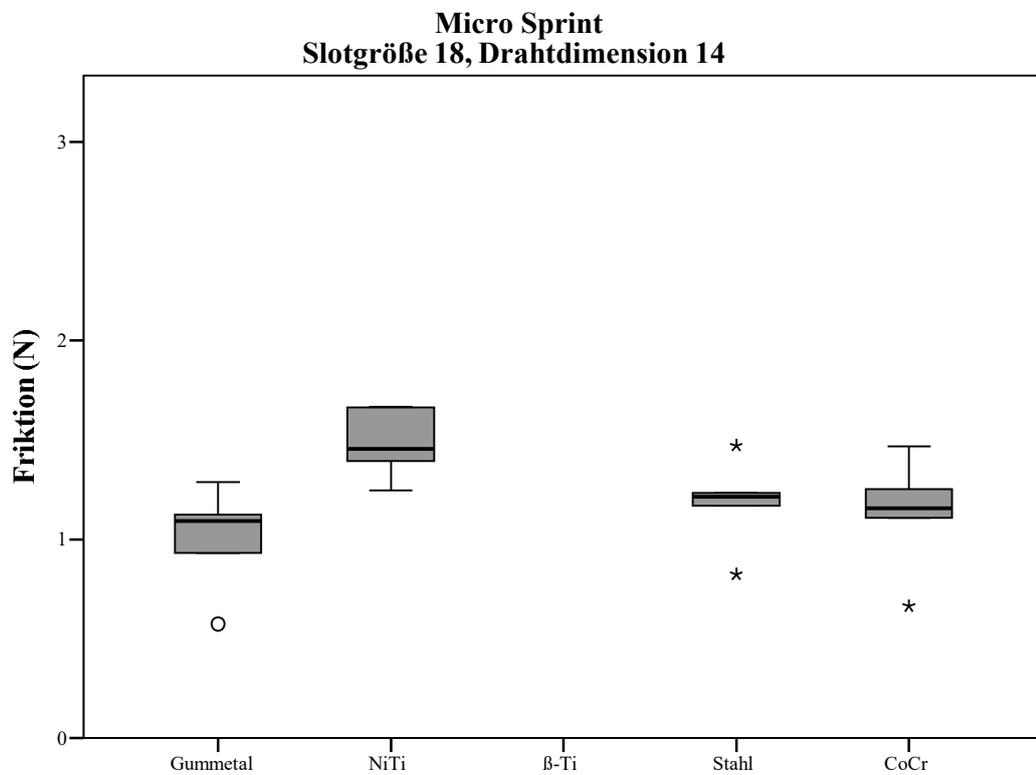


Abb. 39: Micro Sprint 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 14
(β-Ti lag in dieser Dimension nicht vor)

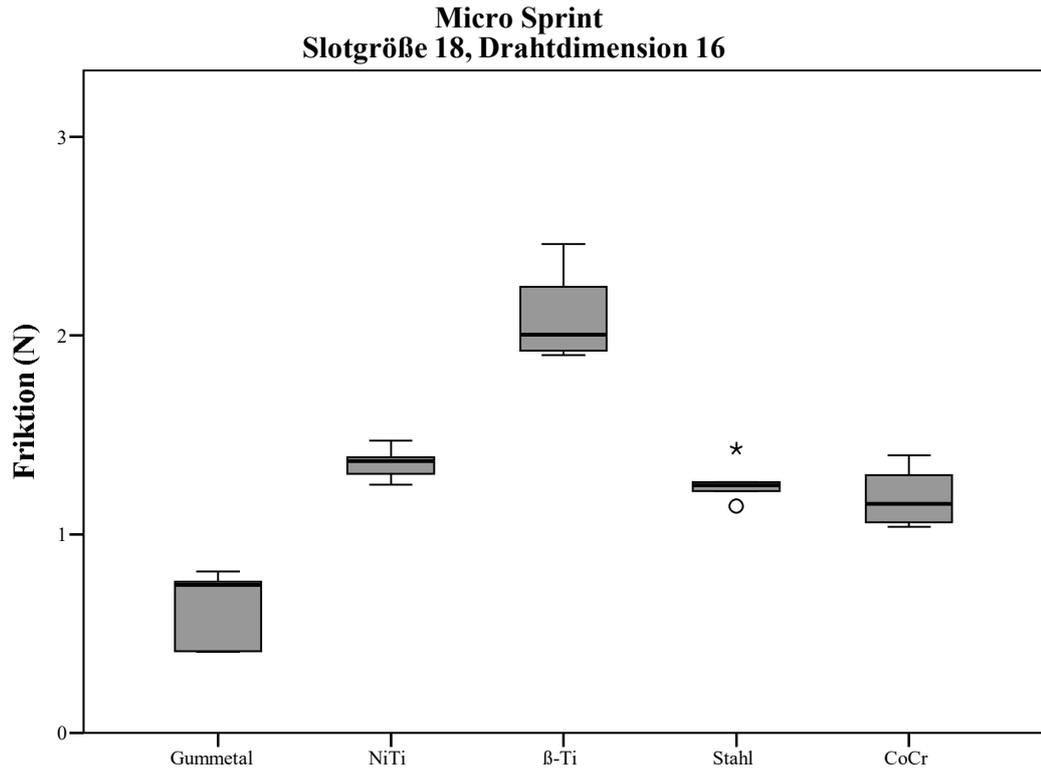


Abb. 40: Micro Sprint 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16

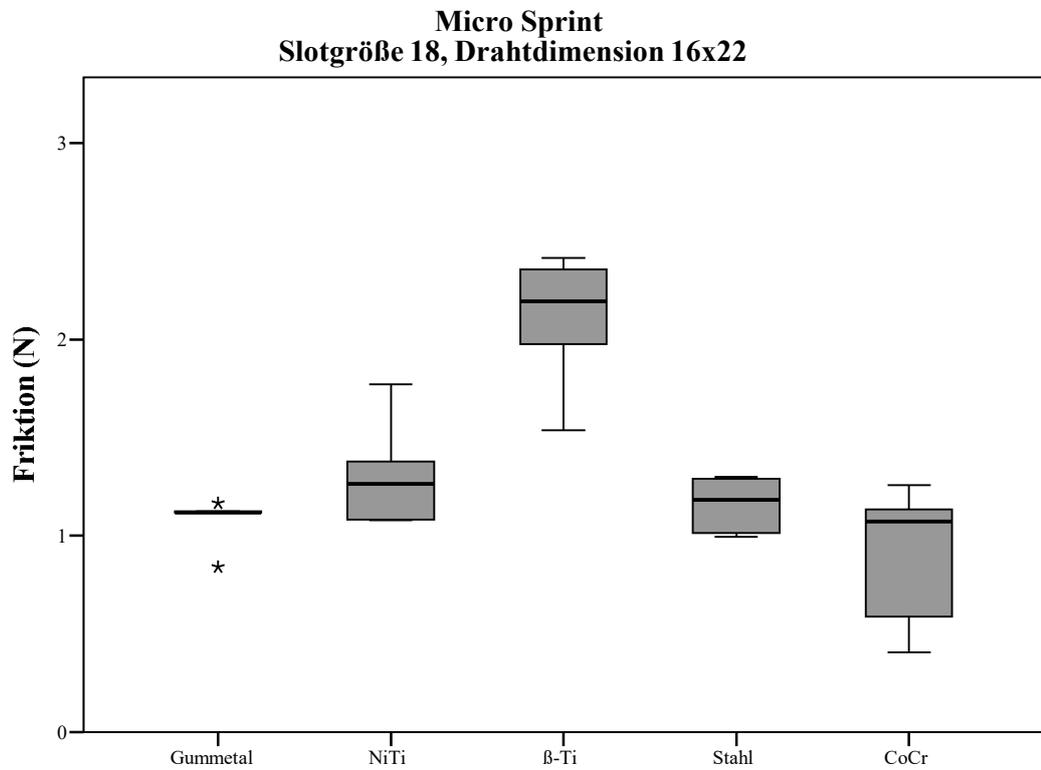


Abb. 41: Micro Sprint 18 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16x22

Micro Sprint 22

Micro Sprint
Slotgröße 22, Drahtdimension 14

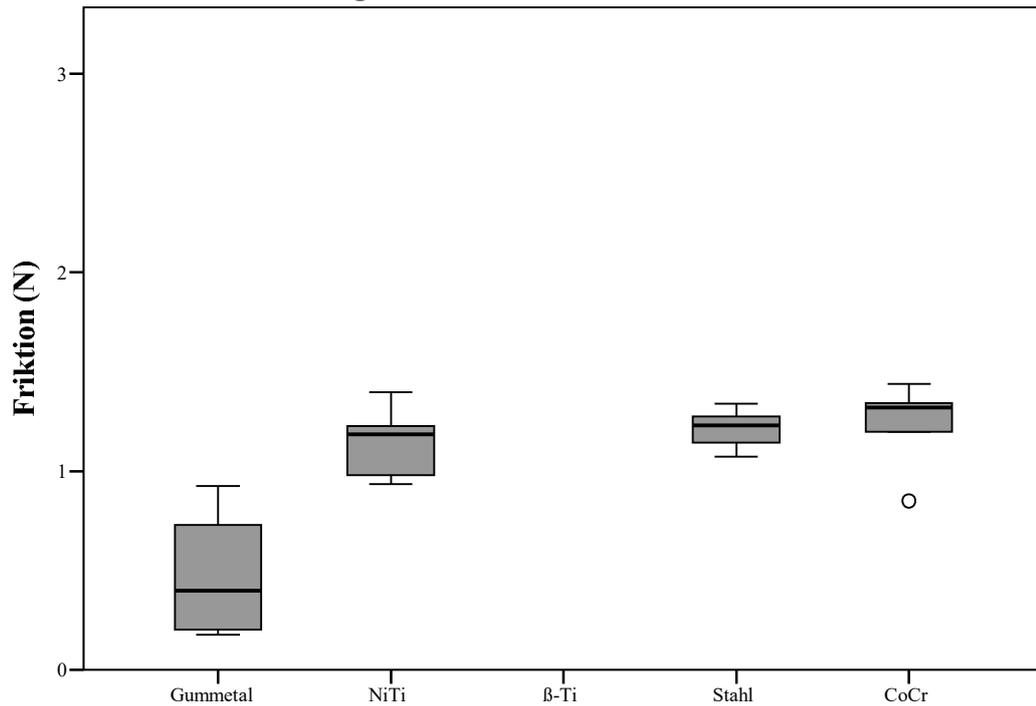


Abb. 42: Micro Sprint 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 14 (β-Ti lag in dieser Dimension nicht vor)

Micro Sprint
Slotgröße 22, Drahtdimension 16

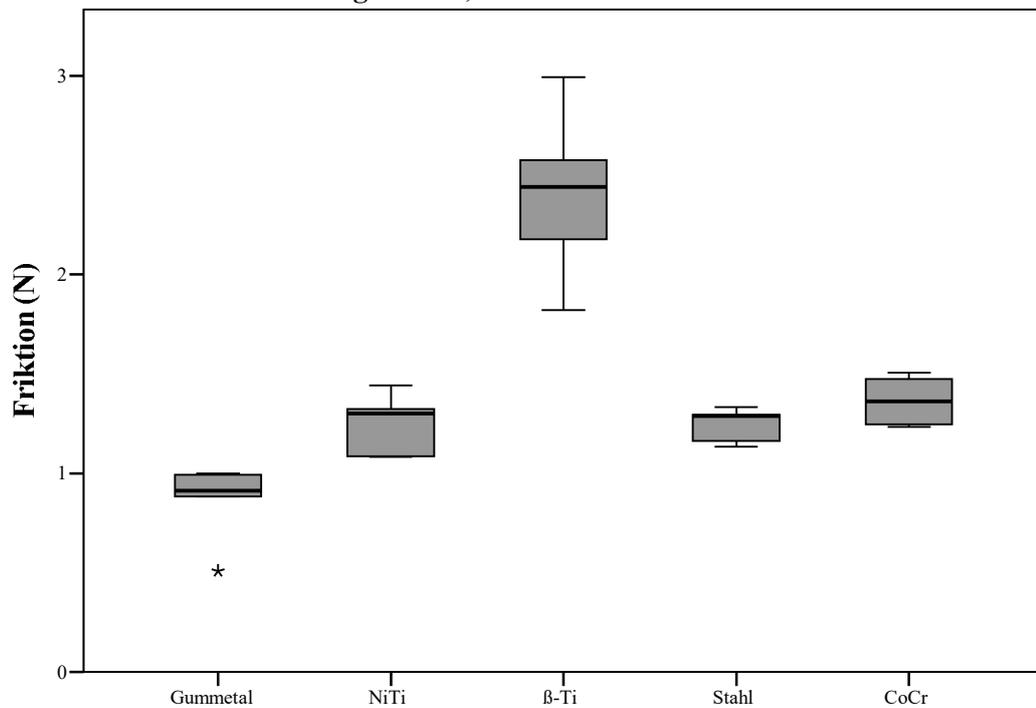


Abb. 43: Micro Sprint 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16

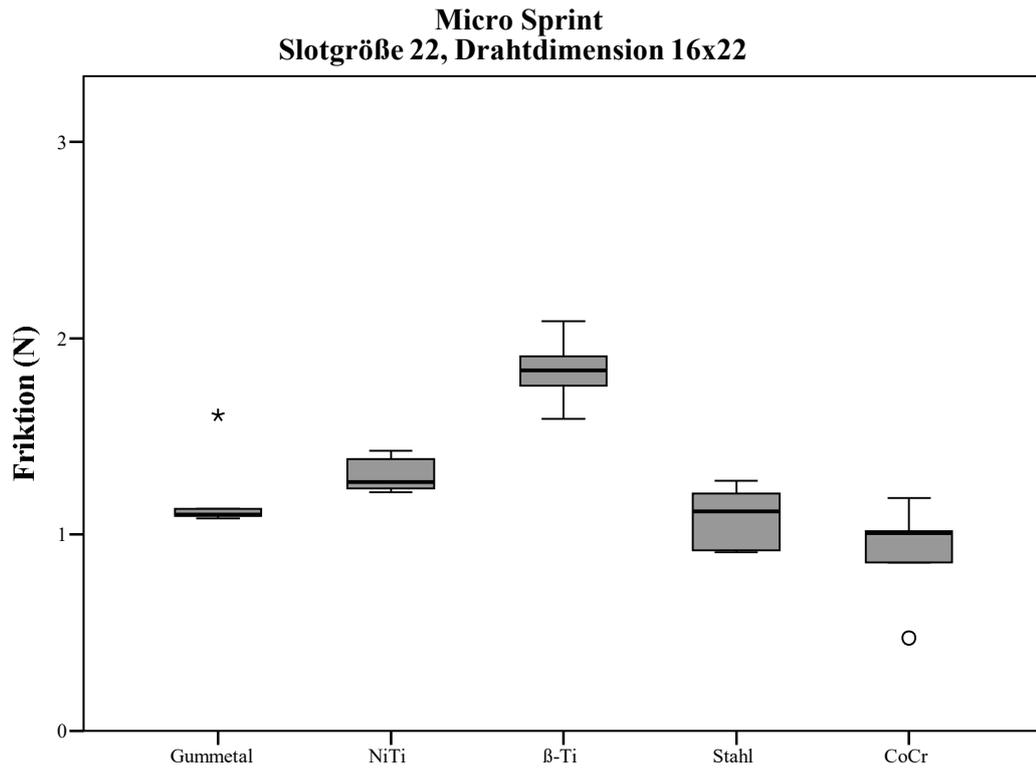


Abb. 44: Micro Sprint 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 16x22

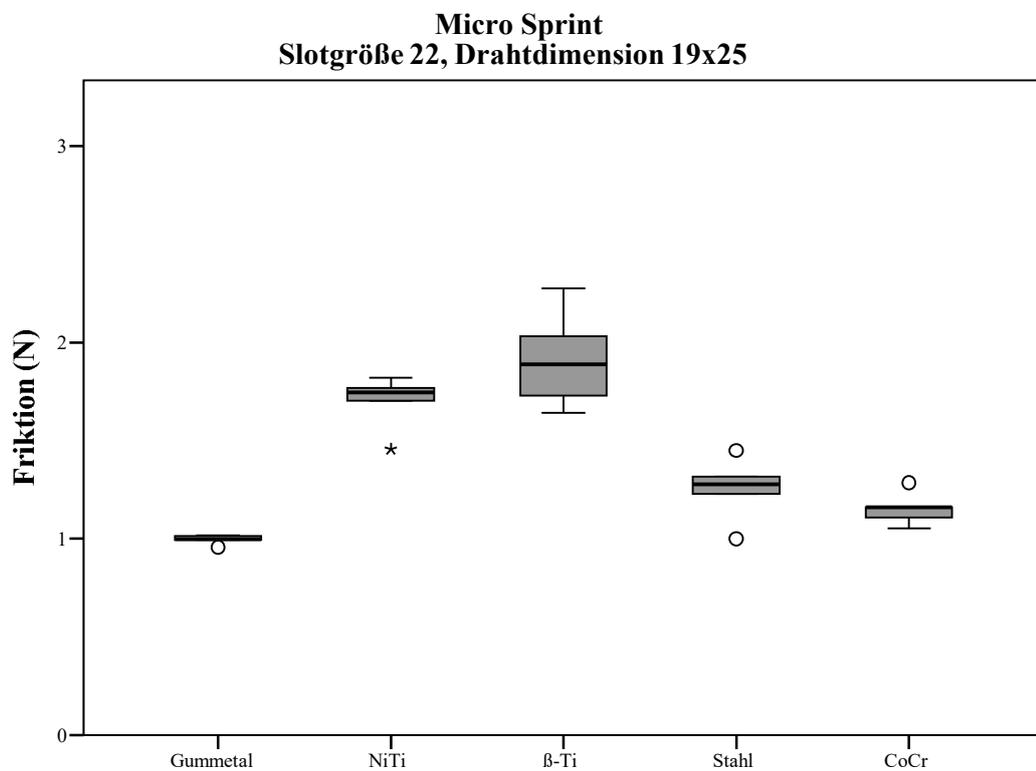


Abb. 45: Micro Sprint 22 in Kombination mit den Drahtmaterialien der Dimension 19x25

5.2 Fragestellung 2

Welchen Einfluss haben Dimension und Geometrie von Gummetaldrähten in Kombination mit ausgewählten Brackets auf die Friktion – gibt es Unterschiede im Friktionsverhalten von Gummetal als Runddraht und als Vierkantdraht?

Mit dieser Fragestellung wurde der Blickwinkel auf den Vergleich des Friktionsverhaltens von unterschiedlichen Dimensionen von Gummetal verengt. Es wurde das Friktionsverhalten unterschiedlicher Gummetaldimensionen bei verschiedenen Brackettypen und Slotgrößen auf signifikante Unterschiede überprüft. Das statistische Vorgehen und die Präsentation der Paarvergleiche entsprechen dem vorherigen Abschnitt.

5.2.1 Tests der Gummetalgruppen auf Friktionsunterschiede

Der Kruskal-Wallis-Test wurde zur Überprüfung der Frage angewendet, ob innerhalb der acht Gummetalgruppen signifikante Unterschiede im Friktionsverhalten zu beobachten sind. Der Test ergab, dass diese bei fünf der acht Gummetalgruppen bestehen (Tabelle 7).

Tabelle 7: Kruskal-Wallis-Tests von Gummetalgruppen. Jede der acht Gummetalgruppen umfasst drei, bzw. vier Dimensionen von Gummetal in Kombination mit jeweils einem der vier Brackettypen und einer der beiden Slotgrößen.

Gummetal (alle Dimensionen)	Friktion (N)
	<i>P</i>
Clarity 18	0,024
Discovery 18	0,021
Inspire Ice 18	0,230
Micro Sprint 18	0,024
Clarity 22	0,059
Discovery 22	0,004
Inspire Ice 22	0,406
Micro Sprint 22	0,001

p<0,05 rot markiert (signifikant)

5.2.2 Gezielte Paarvergleiche: Gummetaldimensionen

In gezielten Paarvergleichen mit Hilfe von Mann-Whitney-U-Tests wurden die Unterschiede zwischen der Friktion von jeweils zwei Gummetaldimensionen bei bestimmten Brackettypen und Slotgrößen auf ihre Signifikanz überprüft. Die Ergebnisse sind der Matrix in Tabelle 8 (Slotgröße 18) und der Matrix in Tabelle 9 (Slotgröße 22) zu entnehmen. Bei Slotgröße 18 handelt es sich jeweils um drei, bei Slotgröße 22 um sechs unabhängige Tests aus einem Datensatz. Das Signifikanzniveau wurde entsprechend gesenkt.

Tabelle 8: Mann-Whitney-U-Tests unterschiedlicher Dimensionen von Gummetal bei Slotgröße 18. Die Tests dienen der Überprüfung, ob es zwischen jeweils zwei Gummetaldimensionen in Verbindung mit unterschiedlichen Brackets und Slotgrößen signifikante Friktionsunterschiede gibt. Bei Slotgröße 18 handelt es sich um drei Gummetaldimensionen.

Slotgröße 18, Gummetal	Drahtdimension	
	16	16x22
<i>Clarity</i>		
Drahtdimension 14	n.s.	*
Drahtdimension 16		n.s.
<i>Discovery</i>		
Drahtdimension 14	n.s.	*
Drahtdimension 16		n.s.
<i>Inspire Ice</i>		
Drahtdimension 14	n.s.	n.s.
Drahtdimension 16		n.s.
<i>Micro Sprint</i>		
Drahtdimension 14	n.s.	n.s.
Drahtdimension 16		*

[n.s.] nicht signifikant

[*] $p < 0,05$ (Bonferroni-korrigiert)

Tabelle 9: Mann-Whitney-U-Tests unterschiedlicher Dimensionen von Gummetal bei Slotgröße 22. Das Vorgehen ist mit dem in Tabelle 8 identisch, jedoch handelt es sich um Paarvergleiche von vier Gummetaldimensionen.

Slotgröße 22, Gummetal	Drahtdimension		
	16	16x22	19x25
<i>Clarity</i>			
Drahtdimension 14	n.s.	n.s.	n.s.
Drahtdimension 16		n.s.	n.s.
Drahtdimension 16x22			n.s.
<i>Discovery</i>			
Drahtdimension 14	n.s.	n.s.	n.s.
Drahtdimension 16		n.s.	n.s.
Drahtdimension 16x22			n.s.
<i>Inspire Ice</i>			
Drahtdimension 14	n.s.	n.s.	n.s.
Drahtdimension 16		n.s.	n.s.
Drahtdimension 16x22			n.s.
<i>Micro Sprint</i>			
Drahtdimension 14	n.s.	n.s.	n.s.
Drahtdimension 16		n.s.	n.s.
Drahtdimension 16x22			n.s.

[n.s.] nicht signifikant

[*] $p < 0,05$ (Bonferroni-korrigiert)

5.2.3 Erläuterung der Paarvergleiche: Gummetaldimensionen

Wie zuvor wird auf Mittelwerte und Angaben zur Signifikanz zur Erläuterung der Paarvergleiche zurückgegriffen. Es ergibt sich beim Vergleich der unterschiedlichen Gummetaldimensionen in Verbindung mit Clarity, Discovery, Inspire Ice und Micro Sprint zunächst der 18er dann der 22er Slotgröße folgendes Bild:

Clarity 18

- Der Mittelwert der Friktion der Drahtdimension 14 von Gummetal beläuft sich auf 0,679 N, der der Dimension 16 auf 0,809 N und der der Dimension 16x22 auf 1,043 N.

Die Friktion des 14er Drahtes ist signifikant kleiner als die Friktion des 16x22er Dimension. Die sonstigen Unterschiede sind nicht signifikant.

Discovery 18

- Der Mittelwert der Friktion der Dimension 14 beläuft sich auf 0,576 N, der der Dimension 16 auf 0,673 N und der der Dimension 16x22 auf 0,986 N.

Die Friktion des 14er Drahtes ist signifikant kleiner, die Friktion des 16er Drahtes nicht signifikant kleiner als die des Vierkantdrahtes. Die Runddrähte unterscheiden sich nicht signifikant voneinander.

Inspire Ice 18

- Bei Inspire Ice 18 ergibt sich bezüglich Rund- und Vierkandrähte eine im Vergleich mit oben umgekehrte Reihung. Mit 1,502 N ist der Mittelwert der Dimension 16x22 niedriger als der der beiden Runddrähte. Der Mittelwert der Dimension 14 beläuft sich auf 1,859 N, der der Dimension 16 auf 1,860 N.

Signifikante Unterschiede liegen nicht vor.

Micro Sprint 18

- Am niedrigsten ist der Mittelwert der Dimension 16 mit 0,627 N. Es folgen der Runddraht der Dimension 14 mit einem Mittelwert von 1,002 N, und die Dimension 16x22 mit einem Mittelwert von 1,074 N.

Die Friktion der Dimension 16 ist signifikant kleiner als die der Dimension 16x22. Nicht signifikant unterschiedlich ist das Friktionsverhalten der anderen Dimensionen.

Clarity 22

- Mit 0,586 N ist der Mittelwert der Dimension 14 am niedrigsten. Es folgt die Dimension 16 mit einem Mittelwert von 0,787 N. Der Mittelwert der Dimension 19x25 beträgt 0,851 N, der Mittelwert der Dimension 16x22 0,866 N.

Signifikante Unterschiede liegen nicht vor.

Discovery 22

- Der Mittelwert der Dimension 14 beträgt 0,429 N, der Mittelwert der Dimension 16 0,689 N, der der Dimension 16x22 0,862 N und der der Dimension 19x25 0,835 N.

Signifikante Unterschiede liegen nicht vor.

Inspire Ice 22

- Der Mittelwert der Friktion der Dimension 19x25 ist mit 1,405 N am niedrigsten. Es folgen der der Dimension 16 in Höhe von 1,427 N, der der Dimension 16x22 in Höhe von 1,587 N und der der Dimension 14 mit der höchsten Friktion in Höhe von 1,634 N.

Signifikante Unterschiede liegen nicht vor.

Micro Sprint 22

- Der Mittelwert der Dimension 14 beträgt 0,486 N und der der Dimension 16 0,859 N. Der Mittelwert der Dimension 19x25 ist mit 0,996 N kleiner als der der Dimension 16x22 in Höhe von 1,205 N.

Signifikante Unterschiede liegen nicht vor.

5.2.4 Zusammenfassung zur Fragestellung 2

In Bezug auf die zweite Fragestellung ergaben sich folgende Ergebnisse:

- Bei Slotgröße 18 weisen Runddrähte in drei von insgesamt acht Kombinationen eine signifikant niedrigere Friktion als der 16x22er Vierkantdraht auf.
- Bei Slotgröße 22 ist in keiner Kombination ein signifikanter Friktionsunterschied zwischen Rund- und Vierkantdrähten zu beobachten.
- Die Friktionsunterschiede zwischen den beiden Dimensionen der Runddrähte und zwischen den beiden Dimensionen der Vierkantdrähte sind nicht signifikant.
- Bei Verwendung von Inspire Ice ist der Mittelwert der Friktion des größeren Vierkantdrahtes (19x25) niedriger als bei allen anderen Gummetaldimensionen. Allerdings ist der Unterschied nicht signifikant.

5.3 Fragestellung 3

Wie schneiden die unterschiedlichen Brackettypen in Bezug auf ihre Friktion in Verbindung mit den vier Gummetaldimensionen ab?

Um das Friktionsverhalten der unterschiedlichen Brackettypen und Slotgrößen bei verschiedenen Gummetaldimensionen zu untersuchen, wurden Gruppen unterschiedlicher Brackettypen aber gleicher Slotgröße gebildet. Die Drahtdimension 19x25 lässt sich nur mit der Slotgröße 22 kombinieren. Die Bracketgruppen wurden ebenfalls dem Kruskal-Wallis-Test unterzogen, um zu untersuchen, ob innerhalb der sieben Bracketgruppen Unterschiede im Friktionsverhalten bestehen.

5.3.1 Tests der Bracketgruppen auf Friktionsunterschiede

Die Ergebnisse der Kruskal-Wallis-Tests sind aus Tabelle 10 zu ersehen. In allen Bracketgruppen sind die Unterschiede signifikant ($p < 0,05$).

Tabelle 10: Kruskal-Wallis-Tests von Bracketgruppen bei unterschiedlichen Dimensionen von Gummetal. Bei den Bracketgruppen handelt es sich um Gruppen unterschiedlicher Brackettypen aber gleicher Slotgröße. Bei der Slotgröße 18 gibt es drei, bei Slotgröße 22 vier Bracketgruppen.

Bracket, Gummetal	Friktion (N)
	<i>P</i>
Slot 18, Drahtdim. 14	,003
Slot 18, Drahtdim. 16	,008
Slot 18, Drahtdim. 16x22	,017
Slot 22, Drahtdim. 14	,011
Slot 22, Drahtdim. 16	,004
Slot 22, Drahtdim. 16x22	,002
Slot 22, Drahtdim. 19x25	,001

p < 0,05 *signifikant*

5.3.2 Gezielte Paarvergleiche: Brackettypen

In den folgenden Mann-Whitney-U-Tests wurde im Rahmen von Paarvergleichen das Signifikanzniveau der Unterschiede zwischen den einzelnen Brackettypen derselben Slotgröße bei unterschiedlichen Dimensionen von Gummetal berechnet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 11 (Slotgröße 18) und 12 (Slotgröße 22) zu finden. Es handelt sich um jeweils sechs unabhängige Tests aus einem Datensatz. Das Signifikanzniveau wurde entsprechend auf $p < 0,008$ gesenkt.

Tabelle 11: Mann-Whitney-U-Tests unterschiedlicher Brackets der Slotgröße 18. Es werden 18 Ergebnisse der gezielten Paarvergleiche zwischen jeweils zwei Brackettypen der Slotgröße 18 in Verbindung mit drei Gummetaldimensionen dargestellt.

Slotgröße 18, Gummetal		Discovery	Inspire Ice	Micro Sprint
Drahtdim. 14				
Clarity		n.s.	n.s.	n.s.
Discovery			n.s.	n.s.
Inspire Ice				n.s.
Drahtdim. 16				
Clarity		n.s.	n.s.	n.s.
Discovery			n.s.	n.s.
Inspire Ice				n.s.
Drahtdim. 16x22				
Clarity		n.s.	n.s.	n.s.
Discovery			n.s.	n.s.
Inspire Ice				n.s.

[n.s.] nicht signifikant

[*] $p < 0,05$ (Bonferroni-korrigiert)

Tabelle 12: Mann-Whitney-U-Tests unterschiedlicher Brackets der Slotgröße 22. Es Werden 24 Ergebnisse der gezielten Paarvergleiche zwischen jeweils zwei Brackettypen der Slotgröße 22 in Verbindung mit vier Gummetaldimensionen dargestellt.

Slotgröße 22,	Gummetal	Discovery	Inspire Ice	Micro Sprint
	Drahtdim. 14			
Clarity		n.s.	n.s.	n.s.
Discovery			n.s.	n.s.
Inspire Ice				n.s.
	Drahtdim. 16			
Clarity		n.s.	n.s.	n.s.
Discovery			n.s.	n.s.
Inspire Ice				n.s.
	Drahtdim. 16x22			
Clarity		n.s.	n.s.	n.s.
Discovery			n.s.	n.s.
Inspire Ice				n.s.
	Drahtdim. 19x25			
Clarity		n.s.	n.s.	n.s.
Discovery			n.s.	n.s.
Inspire Ice				n.s.

[n.s.] nicht signifikant

[*] $p < 0,05$ (Bonferroni-korrigiert)

5.3.3 Erläuterungen der Paarvergleiche: Brackettypen

Die Paarvergleiche werden wieder durch Rückgriff auf die Ergebnisse der Mann-Whitney-U-Tests und die Friktionsmittelwerte erläutert. Aus dem Vergleich der Brackets in Verbindung mit den verschiedenen Gummetaldimensionen ergeben sich, geordnet nach der Drahtdimension, zunächst für Brackets der Slotgröße 18, dann der Slotgröße 22 folgende Ergebnisse:

Drahtdimension 14, Slotgröße 18

- Die Mittelwerte der Friktion von Discovery, Clarity, Micro Sprint und Inspire Ice, jeweils mit der Slotgröße 18, belaufen sich auf 0,576 N, 0,679 N, 1,002 N und 1,859 N.

Die Friktionsunterschiede zwischen den Brackets sind nicht signifikant.

Drahtdimension 16, Slotgröße 18

- Die Mittelwerte der Friktion von Micro Sprint, Discovery, Clarity und Inspire Ice jeweils der Slotgröße 18 belaufen sich auf 0,627 N, 0,673 N, 0,809 N und 1,860 N.

Die Friktionsunterschiede zwischen den Brackets sind nicht signifikant.

Drahtdimension 16x22, Slotgröße 18

- Die Mittelwerte der Friktion von Discovery, Clarity, Micro Sprint und Inspire Ice jeweils mit der Slotgröße 18 betragen 0,986 N, 1,043 N, 1,074 N und 1,502 N.

Die Friktionsunterschiede zwischen den Brackets sind nicht signifikant.

Drahtdimension 14, Slotgröße 22

- Die Mittelwerte der Friktion von Discovery, Micro Sprint, Clarity und Inspire Ice jeweils mit der Slotgröße 22 betragen 0,429 N, 0,486 N, 0,586 N und 1,634 N.

Die Friktionsunterschiede zwischen den Brackets sind nicht signifikant.

Drahtdimension 16, Slotgröße 22

- Die Mittelwerte der Friktion von Discovery, Clarity, Micro Sprint und Inspire Ice jeweils der Slotgröße 22 betragen 0,689 N, 0,787 N, 0,859 N und 1,427 N.

Die Friktionsunterschiede zwischen den Brackets sind nicht signifikant.

Drahtdimension 16x22, Slotgröße 22

- Die Mittelwerte der Friktion von Discovery, Clarity, Micro Sprint und Inspire Ice jeweils der Slotgröße 22 belaufen sich auf 0,862 N, 0,866 N, 1,205 N und 1,587 N.

Die Friktionsunterschiede zwischen den Brackets sind nicht signifikant.

Drahtdimension 19x25, Slotgröße 22

- Die Mittelwerte der Friktion von Discovery, Clarity, Micro Sprint und Inspire Ice jeweils der Slotgröße 22 betragen 0,835 N, 0,851 N, 0,996 N und 1,405 N.

Die Friktionsunterschiede zwischen den Brackets sind nicht signifikant.

5.3.3 Zusammenfassung zur Fragestellung 3

In Bezug auf die dritte Fragestellung ergaben sich folgende Ergebnisse:

- Bei Verwendung unterschiedlicher Brackettypen wurden zum Teil erhebliche Unterschiede in den Mittelwerten der Friktion gemessen. Diese liegen z.B. bei der Drahtdimension 14 von Gummetal und Slotgröße 18 zwischen 0,576 N bei Discovery und 1,859 N bei Inspire Ice und bei der Drahtdimension 16 von Gummetal zwischen 0,627 N bei Micro Sprint und 1,860 N bei Inspire Ice.
- Indessen liegen bei keiner Drahtdimension zwischen den einzelnen Brackets signifikante Unterschiede vor. Die Friktion der Brackettypen unterscheidet sich demnach in keiner Verbindung mit den vier Gummetaldimensionen signifikant voneinander.
- Anzumerken ist, dass sich das Signifikanzniveau bei den vorliegenden Mann-Whitney-U-Tests nach Bonferroni Korrektur auf nur $p < 0,008$ beläuft und wegen der Strenge dieser Korrektur möglicherweise auch „richtige“ Ergebnisse ausgeschlossen wurden.

5.4 Fragestellung 4

Welchen Einfluss hat die Wahl der Slotgröße auf das Friktionsverhalten von Gummetal?

5.4.1 Gezielte Paarvergleiche: Slotgrößen

Um herauszufinden, ob die Wahl der Slotgröße einen Einfluss auf das Friktionsverhalten von Gummetaldrähten unterschiedlicher Dimension hat, wurden mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests die Signifikanzniveaus der Friktionsunterschiede zwischen den Slotgrößen 18 und 22 bei jeweils einem Brackettyp in Verbindung mit Gummetal in den Dimensionen 14, 16 und 16x22 untersucht. Der 19x25er Draht konnte nicht in den Vergleich einbezogen werden, weil er nicht in den 18er Slot passt. Die Ergebnisse sind Tabelle 13 zu entnehmen. Weil es sich jeweils nur um einen Test handelt, war keine Bonferroni-Korrektur vorzunehmen.

Tabelle 13: Mann-Whitney-U-Tests bei unterschiedlichen Slotgrößen. Dargestellt sind 12 Ergebnisse der Paarvergleiche der Slotgrößen 18 und 22 der verschiedenen Brackets in Kombination mit den drei verwendeten Gummetaldimensionen.

Bracket	Gummetal	Slotgröße 18 vs. 22
Drahtdim. 14		
Clarity		n.s.
Discovery		n.s.
Inspire Ice		n.s.
Micro Sprint		*
Drahtdim. 16		
Clarity		n.s.
Discovery		n.s.
Inspire Ice		*
Micro Sprint		*
Drahtdim. 16x22		
Clarity		n.s.
Discovery		n.s.
Inspire Ice		n.s.
Micro Sprint		n.s.

[n.s.] nicht signifikant

[*] $p < 0,05$

5.4.2 Erläuterungen der Paarvergleiche: Slotgrößen

Die Unterschiede im Friktionsverhalten der beiden Slotgrößen der verwendeten Brackettypen in Kombination mit den drei Gummetaldimensionen werden nach Drahtdimensionen geordnet wieder unter Rückgriff auf Mittelwerte und Signifikanz erläutert.

Drahtdimension 14

- Bei Clarity belaufen sich die Mittelwerte der Friktion bei der Slotgröße 22 auf 0,586 N und bei der Slotgröße 18 auf 0,679 N.

Der Friktionsunterschied ist nicht signifikant.

5. Ergebnisse

- Bei Discovery betragen die Mittelwerte der Friktion bei der Slotgröße 22 0,429 N und bei der Slotgröße 18 0,576 N.

Der Friktionsunterschied ist nicht signifikant.

- Bei Inspire Ice belaufen sich die Mittelwerte der Friktion bei der Slotgröße 18 auf 1,634 N und bei der Slotgröße 22 auf 1,859 N.

Der Friktionsunterschied ist nicht signifikant.

- Bei Micro Sprint betragen die Mittelwerte der Friktion bei der Slotgröße 22 0,486 N und bei der Slotgröße 18 1,002 N.

Micro Sprint 22 weist eine signifikant niedrigere Friktion als Micro Sprint 18 auf.

Drahtdimension 16

- Bei Clarity betragen die Mittelwerte der Friktion bei der Slotgröße 22 0,787 N und bei der Slotgröße 18 0,809 N.

Der Friktionsunterschied ist nicht signifikant.

- Bei Discovery belaufen sich die Mittelwerte der Friktion bei der Slotgröße 18 auf 0,673 N und bei der Slotgröße 22 auf 0,689 N.

Der Friktionsunterschied ist nicht signifikant.

- Bei Inspire Ice liegen die Mittelwerte der Friktion bei der Slotgröße 22 bei 1,427 N und bei der Slotgröße 18 bei 1,860 N.

Inspire Ice weist bei der Slotgröße 22 eine signifikant niedrigere Friktion auf als bei der Slotgröße 18.

- Bei Micro Sprint belaufen sich die Mittelwerte der Friktion bei der Slotgröße 18 auf 0,627 N und bei der Slotgröße 22 auf 0,859 N.

Die Friktion bei der Slotgröße 18 ist signifikant niedriger als die bei der Slotgröße 22.

Drahtdimension 16x22

- Clarity Brackets weisen mit der Slotgröße 22 mit 0,866 N eine niedrigere Friktion auf als mit der Slotgröße 18, bei der sich die Friktion auf 1,043 N beläuft.

Der Friktionsunterschied ist nicht signifikant.

- Bei Discovery liegen die Mittelwerte der Friktion bei der Slotgröße 22 bei 0,862 N und bei der Slotgröße 18 bei 0,986 N.

Der Friktionsunterschied ist nicht signifikant.

- Bei Inspire Ice 18 beträgt der Mittelwert der Friktion 1,502 N und bei Inspire Ice 22 1,587 N.

Der Friktionsunterschied ist nicht signifikant.

- Bei Micro Sprint liegen die Mittelwerte der Friktion bei der Slotgröße 18 bei 1,074 N und bei der Slotgröße 22 bei 1,205 N.

Der Friktionsunterschied ist nicht signifikant.

5.4.3 Zusammenfassung zur Fragestellung 4

In Bezug auf die vierte Fragestellung ergaben sich folgende Ergebnisse:

- Bei der Untersuchung der Frage, welchen Einfluss die Slotgröße auf das Friktionsverhalten von Gummetal hat, wurden bei neun von 12 Paarvergleichen keine signifikanten Unterschiede beobachtet. Bei drei Paarvergleichen dagegen beeinflusste die Wahl der Slotgröße signifikant die Friktion.
- Bei Inspire Ice der Slotgröße 18 ist die Friktion in Kombination mit der Drahtdimension 16 signifikant größer als die der Slotgröße 22.
- Bei Micro Sprint ist die Friktion in Kombination mit dem Draht der Dimension 14 bei Slotgröße 18 signifikant größer als bei Slotgröße 22. In Kombination mit dem Draht der Dimension 16 ist dagegen die Friktion bei Slotgröße 18 signifikant kleiner als bei Slotgröße 22.

5.5 Rasterelektronenmikroskopische Bilder

Von den fünf verwendeten Drahtmaterialien fertigte die Verfasserin rasterelektronenmikroskopische Bilder an. Verglichen mit β -Ti-Drähten (TMA) weisen Drähte aus Gummetal im Rasterelektronenmikroskop (REM) eine augenscheinlich glattere Oberflächenstruktur, verglichen mit Stahldrähten eine rauhere Oberflächenstruktur auf, wie aus Abb. 46 bis 48 zu ersehen ist. Aufnahmen von NiTi und CoCr (Elgiloy) befinden sich in Abb. 49 und 50. Zur Erstellung der Aufnahmen wurde das Rasterelektronenmikroskop Edax, Hitachi S-3000N, Scanning Electron Microscope verwendet.

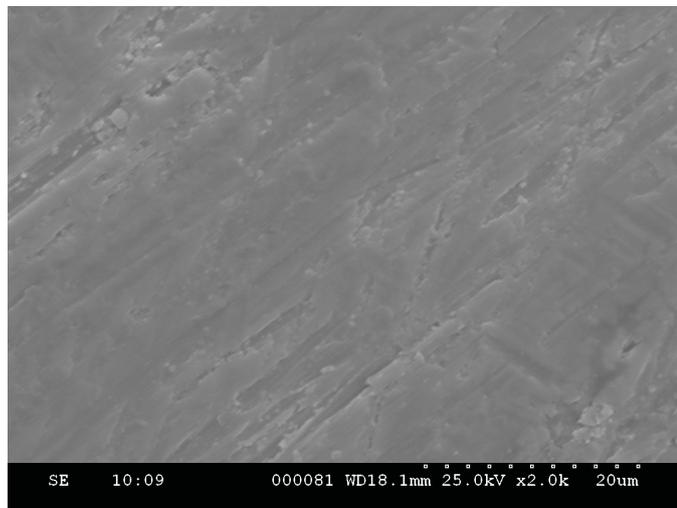


Abb. 46: Gummetal ca. 2000fache Vergrößerung (REM-Darstellung)

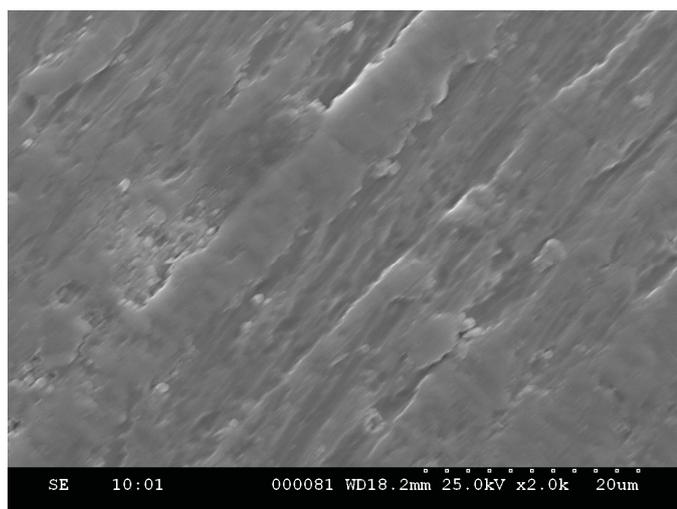


Abb. 47: β -Ti ca. 2000fache Vergrößerung (REM-Darstellung)

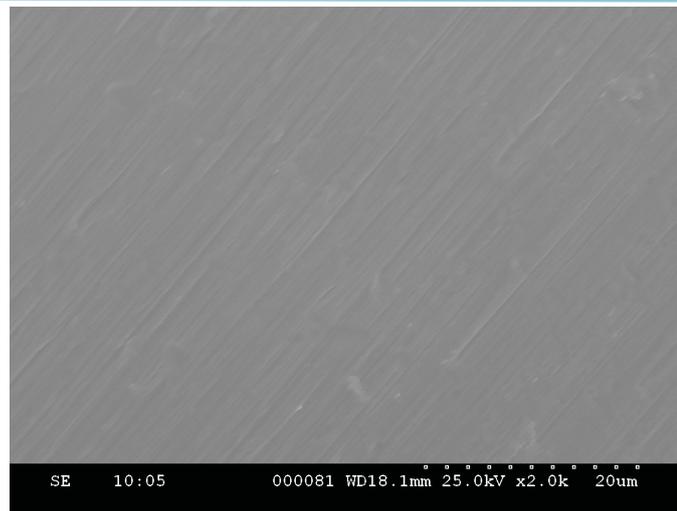


Abb. 48: Stahl ca. 2000fache Vergrößerung (REM-Darstellung)

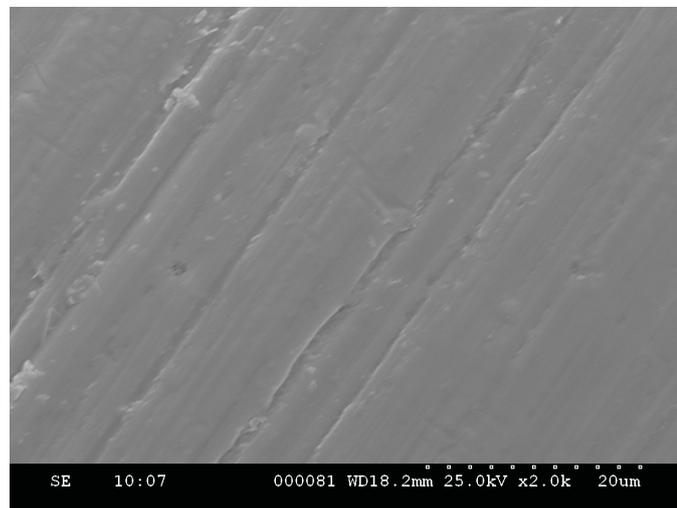


Abb. 49: NiTi ca. 2000fache Vergrößerung (REM-Darstellung)

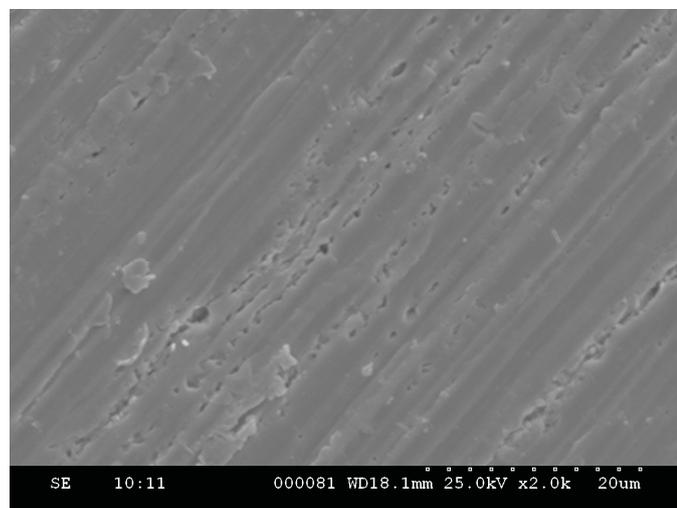


Abb. 50: CoCr ca. 2000fache Vergrößerung (REM-Darstellung)

6. Diskussion

6.1 Diskussion der Ergebnisse

Die zahlreichen Untersuchungen des Friktionsverhaltens kieferorthopädischer Materialien lassen erkennen, dass in der kieferorthopädischen Forschung dem Informationsbedürfnis der Praxis inzwischen Rechnung getragen wird. In den letzten Jahren standen bereits im Einsatz befindliche Materialien und deren Modifikationen im Mittelpunkt. Zu den Modifikationen gehören speziell behandelte Oberflächen, mit unterschiedlichen Materialien beschichtete Oberflächen und spezifische Bracketeininlagen^{18,23,27,59,62,67,75,82,102,133}. Insofern weist die vorliegende Studie eine Sonderheit auf. Mit Gummetal wurde eine der eher seltenen grundsätzlicheren Neuerungen im Spektrum kieferorthopädischer Materialien getestet.

Ein Ergebnis der vorliegenden Studie ist, dass Gummetal mit den besonders friktionsarmen Drähten, insbesondere mit dem als „Goldstandard“⁷⁷ bezeichneten Stahl, vergleichbar ist. In der Rangfolge der getesteten Materialien kann es hinsichtlich der Friktion vorn platziert werden. Sicherlich ist eine entsprechende Reihung von Drahtmaterialien problematisch, weil es darauf ankommt, mit welchem Bracket bzw. welchem Slot und welcher Ligatur sie im Bindingmodus in Kontakt treten. Jedenfalls schnitt Gummetal außer in der Dimension 16x22 in Verbindung mit Inspire Ice, Slotgröße 18, in keiner Kombination mit Brackets signifikant schlechter als Stahl ab. Die Unterschiede zwischen Gummetal und Stahl erwiesen sich ansonsten entweder als nicht signifikant oder die Friktion von Gummetal war signifikant niedriger als die von Stahl. Letzteres war in drei von sieben Verbindungen mit Micro Sprint der Fall.

Im Vergleich mit dem ebenfalls als friktionsarm geltenden CoCr-Draht erwies sich die Friktion von Gummetal in keiner Kombination als signifikant höher, in vier getesteten Kombinationen dagegen als signifikant niedriger. Da es sich bei drei von den letzteren um 14er und 16er Runddrähte der Variante Elgiloy grün handelte, stellt sich die Frage, ob die unterschiedlichen Materialvarianten von CoCr für Abweichungen im Friktionsverhalten verantwortlich sein könnten, zumal sich die anderen Kombinationen mit den beiden als relativ weich ausgewiesenen Drahtvarianten Elgiloy blau und Elgiloy gelb¹¹⁹ bis auf eine Kombination nicht signifikant von Gummetal unterschieden. Elgiloy grün könnte anders als die sonstigen Varianten tendenziell eine im Vergleich mit Gummetal höhere Friktion haben. Allerdings unterschied sich Elgiloy grün in 13 weiteren Kombinationen nicht signifikant von Gummetal.

Die Friktion von NiTi-Drähten war in vielen getesteten Kombinationen höher als die von Gummetal mit Ausnahme einiger Kombinationen mit dem keramischen Bracket Inspire Ice, bei dem die Friktionswerte von Gummetal, ebenso wie die von Stahl, signifikant höher als die von NiTi waren. Viele sonstige Ergebnisse dieser Studie sind mit den Resultaten der in der Literaturübersicht vorgestellten Untersuchungen vereinbar. Z.B. ergaben sich auch in dieser Untersuchung bei β -Ti fast durchwegs die höchsten Friktionswerte.

Eine Verbindung zwischen der Höhe des Elastizitätsmoduls (E-Modul) der Legierungen und ihrem Friktionsverhalten kann auch unter Einbeziehung von Gummetal nicht gesehen werden. So beläuft sich zwar das E-Modul von Gummetal auf ca. 45 GPa⁵⁷ und das des verhältnismäßig reibungsarmen NiTi auf ca. 40 GPa¹²⁶. Das E-Modul des Drahtmaterials mit der höchsten Friktion, β -Ti (TMA), ist mit ca. 75 GPa¹²⁶ indessen ebenfalls verhältnismäßig niedrig. Stahl und CoCr, mit denen Gummetal unter Friktionsaspekten vergleichbar ist, weisen dagegen mit 180-220 GPa¹²⁶ und 200-240 GPa¹²⁶ deutlich höhere E-Module auf. Die Friktionsunterschiede müssen daher in anderen Materialeigenschaften ihre Ursache haben, z.B. in ihrer Oberflächenstruktur³⁶.

Den in der Literaturübersicht präsentierten Beobachtungen, dass die Drahtdimension die Friktion in Bracket-Bogen-Systemen beeinflusst (Vierkantdrähte erzeugen eine höhere Friktion als Runddrähte; die Friktion wächst mit steigendem Durchmesser³⁷) stehen die Ergebnisse dieser Studie nicht entgegen. So sind die Mittelwerte des kleinsten getesteten Runddrahtes von Gummetal (Dimension 14) in vielen Bracketkombinationen niedriger als die der weiteren Gummetaldimensionen. Signifikant niedriger erweist sich dessen Friktion allerdings nur in zwei von 20 Kombinationen. Auch die Mittelwerte der Friktion generell von Runddrähten sind häufig niedriger als die der Vierkantdrähte, signifikant niedriger aber nur in drei (einschließlich der beiden genannten Ausnahmen) von 28 Kombinationen. Wie bei anderen untersuchten Drahtmaterialien wurden auch bei den unterschiedlichen Gummetaldimensionen in Verbindung mit Inspire Ice von diesen Rangfolgen abweichende Ergebnisse gemessen.

Die in entsprechenden Untersuchungen dargelegten Friktionsunterschiede zwischen bestimmten Brackettypen^{75,130} wurden auch in Verbindung mit Gummetaldrähten beobachtet. Zwar waren die Unterschiede zwischen Brackettypen nicht signifikant, die monokristallinen Keramikbrackets Inspire Ice zeigten jedoch auch in dieser Studie höhere Friktionswerte als die sonstigen Brackets. Bei der Drahtdimension 14 z.B. beliefen sich die Mittelwerte der Friktion des Inspire Ice Brackets mit Slotgröße 18 auf das Dreifache (1,859 N) des Mittelwerts von Discovery Edelstahlbrackets (0,576 N). Die hohe Friktion von Inspire Ice ist vermutlich auf

problematische Kanten der Slots zurückzuführen, da dieser Brackettyp ansonsten wenig Rauigkeiten aufweist^{27,130}. Die polykristallinen Keramikbrackets Clarity verhielten sich in dieser Studie, anders als sonstige polykristalline Keramikbrackets¹, unter Friktionsaspekten wesentlich besser als die monokristallinen Keramikbrackets Inspire Ice. Ihr Friktionsverhalten entsprach ungefähr dem von Stahlbrackets. Das kann freilich nicht verwundern, da sie über einen Metallslot verfügen und insofern mit friktionsarmen Metallbrackets wie Discovery vergleichbar sind. Um zu überprüfen, ob polykristalline Brackets, wie in der Literatur beschrieben, eine höhere Friktion als monokristalline Brackets aufweisen¹, müsste deren Friktion ohne Stahleinlage mit der monokristallinen Brackets und in Verbindung mit Gummetal verglichen werden.

Die Slotgröße, verglichen wurden die Slotgrößen 18 und 22, hatte bei neun von 12 Kombinationen keinen signifikanten Einfluss auf die Friktion. Ein solches Ergebnis entspricht dem anderer Studien¹²⁷. Allerdings stellt sich bei Friktionsvergleichen auch von Slotgrößen das Problem, dass diese nicht den Größennormen entsprechen. Messungen ergaben starke Abweichungen nach oben, insbesondere bei Discovery, bei dem Cash et al.²⁵ Abweichungen von bis zu 24% beobachteten. Auch die Verfasserin beobachtete, wie oben ausgeführt, bei den von ihr verwendeten Discovery Brackets sogar derselben Charge erhebliche Abweichungen in der Dimension der Slothöhe. Es mussten daher Drähte in größeren Dimensionen als vorgesehen zum Ankleben der Brackets an Schrauben verwendet werden, um ein Spiel zwischen Draht und Bracket auszuschließen. Z.B. passte der 19x25er Draht in einen 18er Slot. Die Aussagekraft der Friktionsmessungen hängt in diesen Fällen daher auch davon ab, ob es Abweichungen von den Normen gab. Bei „zu grossen“ Slots können sich tendenziell nicht nur niedrigere Friktionswerte als bei den Normen entsprechenden Slots ergeben. Außerdem kann es zu einem Verlust der Zahnkontrolle kommen⁷⁶.

Die Untersuchung beschränkte sich, um überschaubar zu bleiben, auf den Vergleich in der kieferorthopädischen Praxis besonders häufig eingesetzter Materialien. Viele weitere Materialoptionen blieben ungetestet. So wurde Gummetal nicht mit speziell behandelten und beschichteten, als besonders friktionsarm geltenden Materialien wie mit Nanopartikeln aus Zinkoxyd beschichteten Stahldrähten verglichen, deren Friktion um bis zu 51 % unter der unbehandelter Drähte liegt⁶⁷, oder mit elektrochemisch behandelten β -Ti und NiTi Drähten⁹⁶. Es wurden die unter Verwendung einer speziellen Dentallegierung mit Hilfe der *Metal Injection Moulding* Technik gespritzten Discovery und Micro Sprint Brackets in die Untersuchungen einbezogen, nicht dagegen Brackets, die durch Fräsverfahren hergestellt werden. Auch wurde Gummetal nicht mit selbstligierenden Brackets oder als besonders friktionsarm ange-

sehenen Brackets kombiniert, z.B. mit durch Sinterverfahren behandelten Stahlbrackets¹⁴⁷, mit Kunststoffbrackets mit Stahl- und Goldeinlagen oder mit teflonbeschichteten Brackets⁵⁹, die möglicherweise in Verbindung mit behandelten Drähten eine niedrige Friktion aufweisen. Jedenfalls gibt es noch ein weites Feld für Vergleiche, und es wird interessant sein zu beobachten, ob sich Gummetal weiterhin als besonders friktionsarme Option behaupten oder seine in dem vorliegenden Test erreichte Position verlieren wird.

Aufschlussreich wären Friktionsvergleiche mit selbstligierenden Brackets - auch deswegen, weil sich mit ihnen leichter reproduzierbare Ergebnisse erzielen lassen⁴³. Das war mit den in dieser Studie verwendeten konventionellen Brackets in Verbindung mit rückrotierten Stahlligaturen nur begrenzt der Fall, weil sich bei deren Lockerung schwer eine gleiche Andruckkraft erzielen lässt¹²⁸. Möglicherweise sind einzelne statistische „Ausreißer“, wie sie z.B. in den Boxplots zu erkennen sind, auch auf Unterschiede in der Andruckkraft zurückzuführen.

Friktionsuntersuchungen dienen auch dem Ziel, Ansatzpunkte für Verbesserungen von Materialien zu finden. So dienen zahlreiche Modifikationen von Materialien dazu, deren Friktionsnachteile zu kompensieren oder deren Friktionsvorteile zu vergrößern. Auch versucht man, deren Haltbarkeit zu erhöhen. Z.B. sollen Schädigungen von Drähten beim Einsatz von Keramikbrackets durch Abrundung deren Slotkanten vermieden werden^{102,135}. Auch im Hinblick auf Gummetaldrähte könnte gegebenenfalls nach Wegen gesucht werden, deren Friktion z.B. durch Behandlung oder Beschichtung der Oberfläche zu reduzieren, insbesondere dann, wenn Gummetaldrähte in Vergleichen mit modifizierten, besonders friktionsarmen Materialien weniger gut abschneiden sollten.

Nicht über alle Zusammenhänge zwischen friktionsrelevanten Faktoren orthodontischer Zahnbewegungen besteht Klarheit, was auch bei den durchgeführten Vergleichstests mit Gummetal erkennbar wurde. So ist das Friktionsverhalten u.a. von den eingesetzten Materialien und deren Oberflächenbeschaffenheit abhängig - die Friktion zwischen rauen Flächen ist höher als die zwischen weniger rauen Flächen¹⁷. Vor diesem Hintergrund könnte das in den Friktionstests beobachtete gute Abschneiden von Drähten aus Gummetal, einer β -Titan-Variante, im Vergleich mit den üblichen β -Titan-Drähten, die eine ausgesprochen hohe Friktion aufweisen, als erklärungsbedürftig angesehen werden. Da es sich bei beiden Materialien um β -Titan-Varianten handelt, läge es nahe, die Friktionsunterschiede auf voneinander abweichende Oberflächen zurückzuführen. Gummetaldrähte müssten dann weniger rau als β -Titan-Drähte sein. Tatsächlich weisen β -Titan-Drähte im Vergleich mit z.B. Edelstahl-Drähten eine

sehr raue Oberfläche auf, was ihre ausgesprochen hohen Friktionswerte erklären könnte³⁶. Gummetal lässt bei Untersuchungen unter dem Elektronenmikroskop indessen ebenfalls keine besonders reibungsarme Oberfläche erkennen (Abb. 46). Es stellt sich daher die Frage, weshalb sich ausgerechnet Gummetal durch eine besonders niedrige Friktion auszeichnet.

Hinweise bieten möglicherweise Untersuchungen anderer Materialien. Z.B. ergaben Tests mit monokristallinen Brackets höhere Reibungskräfte als Tests mit Stahlbrackets, obwohl die Oberfläche der ersteren verhältnismäßig glatt zu sein scheint¹³⁰. Durch diesen scheinbaren Widerspruch sah man sich veranlasst, die Geometrie von Oberflächenrauigkeiten, insbesondere deren Orientierung, genauer zu betrachten³⁷. Jedenfalls sind die Beziehungen zwischen Oberflächenrauigkeit und Friktion im Einzelnen noch nicht ganz geklärt¹⁷, und es wäre von Interesse, ob sich die niedrigen Friktionswerte von Gummetal auch durch die in Abb. 2 wiedergegebene marmorähnliche Mikrostruktur seiner Oberfläche erklären lassen. Diese scheint zwar nicht besonders glatt zu sein, weist aber möglicherweise nur wenig Reibung erzeugende Rauigkeiten auf. Entsprechende Untersuchungen könnten vermutlich mehr Aufschluss über ein Material geben, das auch ansonsten ungewöhnliche materialtechnische Merkmale hat.

Auch die Testergebnisse der Vergleiche von Gummetal mit Stahl in Kombination mit Micro Sprint Brackets sind erklärungsbedürftig. So schneidet Gummetal im Vergleich zu Stahl bei der Verwendung von Micro Sprint Brackets wesentlich besser ab als in Kombination mit Discovery, obwohl es sich in beiden Fällen um metallische Brackets handelt. Eine weitere Besonderheit resultiert daraus, dass sich die beiden Brackettypen erheblich in ihrer Breite unterscheiden. Discovery ist mit 3,5 mm 0,9 mm breiter als Micro Sprint (2,6mm). Da die Friktionskraft umgekehrt proportional zur Bracketbreite ist, müsste bei gleicher Normalkraft die Friktion von Micro Sprint – sieht man von den sonstigen Einflussgrößen auf die Friktion ab – wesentlich größer als die von Discovery sein. Das war aber nicht generell der Fall. Einige Mittelwerte der Friktion lagen zwar in bestimmten Kombinationen bei Verwendung von Micro Sprint im Vergleich mit Discovery, wie zu erwarten, deutlich höher. Z.B. belief sich der Mittelwert der Friktion bei Discovery 18 in Kombination mit Gummetal 14 auf 0,576 N, der der Kombination mit derselben Drahtdimension und Micro Sprint 18 auf 1,002 N. Derartige Differenzen wären mit den Unterschieden in der Bracketbreite tendenziell vereinbar. Andere Kombinationen unterschieden sich dagegen wenig in den Mittelwerten. Z.B. betrug der Mittelwert von Discovery 18 in Kombination mit Gummetal 16 0,673 N. Der von Micro Sprint 18 in Kombination mit Gummetal 16 lag mit 0,627 N sogar geringfügig darunter.

Wenn sich aber in einigen Kombinationen von Gummetal mit Micro Sprint Brackets niedrigere Friktionswerte als in Kombinationen mit Discovery Brackets ergeben, müssen die aus der geringeren Bracketbreite von Micro Sprint grundsätzlich resultierenden Friktionsnachteile durch andere friktionsrelevante Eigenschaften kompensiert worden sein. Es bieten sich verschiedene Erklärungen an: Die Oberflächen der verwendeten Materialien unterscheiden sich, z.B. durch herstellungsbedingte Grate, Metallblässchen und sonstige strukturelle Merkmale^{25,37}. Die Slotkanten unterscheiden sich z.B. in der Rundung. Die Dimensionen weichen von den Normwerten ab. Oben wurde dargelegt, dass Bracketslots stark von der Norm abweichen können, insbesondere die der hier verwendeten Discovery Brackets. Da sich die Abweichungen nach oben bewegten, hätte im Vergleich mit Micro Sprint die Friktion von Discovery allerdings tendenziell noch geringer ausfallen können.

Bemerkenswert ist die hohe Friktion von Gummetal in Verbindung mit Inspire Ice Brackets. In dieser Kombination schnitt Gummetal ebenso wie Stahl schlechter als NiTi ab, das ansonsten, wie der statistischen Auswertung zu entnehmen ist, eine höhere Friktion aufweist. Möglicherweise ist die Ursache für das Friktionsverhalten dieser Drähte in Verbindung mit Inspire Ice der Sachverhalt, dass sich die aus Keramik bestehenden Inspire Ice Brackets durch verhältnismäßig scharfe Slotkanten auszeichnen. NiTi könnte es besser als Gummetal und anderen Drahtmaterialien gelingen, entlang dieser Kanten zu gleiten. Diese Vermutung liegt deswegen nahe, weil Gummetal ebenso wie Stahl in Kombination mit Inspire Ice und Discovery in den durchgeführten Tests zuweilen beschädigt wurde. Auf diesen Sachverhalt wird unten näher eingegangen.

6.2 Friktionsreduzierung und weitere Anforderungen

Die Einsatzmöglichkeiten von Gummetal hängen auch davon ab, wie weit dessen Vorteile einer geringen Friktion mit der Erfüllung weiterer kieferorthopädischer Anforderungen zu verbinden sind. Zu diesen Anforderungen gehören Kontrolle von Zahnbewegungen, Erfüllung spezifischer Aufgaben in einzelnen Behandlungsphasen, Haltbarkeit, geringe Beeinträchtigung des Patientenbefindens, einfache Handhabung und Kostenreduzierung.

Im Hinblick auf die Kontrolle von Zahnbewegungen wurde in der Literaturübersicht der Zielkonflikt zwischen Kontrolle und dem Wunsch nach niedriger Friktion dargelegt. So kann ein friktionsarmes Gleiten des Bogens in Slots zu Lasten der Kontrolle von Zahnbewegungen gehen, umgekehrt ermöglicht eine maximale Slotfüllung zwar eine gute Wurzelkontrolle, ist aber im Allgemeinen mit höherer Friktion verbunden als ein freies Spiel zwischen Draht und

Slotwand⁷⁷. Insofern sind Forderungen nach Friktionsverminderung und nach maximaler Kontrolle grundsätzlich umgekehrt korreliert^{77,140}. Möglicherweise ist dieser Konflikt bei Verwendung von Gummetaldrähten weniger ausgeprägt. So ergaben Tests mit Runddrähten und Vierkantdrähten in Verbindung mit bestimmten Brackets keine signifikanten Friktionsunterschiede. Dies kann auch ein Grund dafür sein, dass Hasegawa bereits frühzeitig Vierkantbögen aus Gummetal (Dimension 18x22) einsetzt. Zuvor, in der Nivellierungsphase verwendet er 16er NiTi-Drähte⁵⁷.

Im Literaturüberblick wurde auf den Sachverhalt eingegangen, dass eine möglichst niedrige Friktion möglicherweise nicht in allen Behandlungsphasen erwünscht ist. So kann in der Abschlussphase der Behandlung eine gewisse Friktion für sinnvoll angesehen werden, um Verschiebungen zu verhindern^{26,128}. In diesem Fall könnte Gummetal wegen seiner geringen Friktion beim Abschluss der Behandlung nicht immer die erste Wahl sein. Jedenfalls bleibt abzuwarten, ob man sich beim Einsatz von Gummetal in den verschiedenen Behandlungsphasen an die von Hasegawa gewählte Abfolge halten wird.

Die Forderung nach Haltbarkeit¹⁷ impliziert, dass kieferorthopädische Materialien während der Behandlung auftretende Spitzenbelastungen ertragen und den gesamten Behandlungszeitraum unbeschädigt überstehen. Wie oben dargelegt, wird sie von kieferorthopädischen Materialien nicht immer erfüllt. So erweisen sich bestimmte Beschichtungen als wenig widerstandsfähig, glasfaserverstärkte Brackets tendieren zur Faserabrasion, Keramikbrackets brechen leicht^{1,134} usw. Zudem hängt viel von der gewählten Kombination von Bracket-Bogen-Elementen ab. Bestimmte Brackettypen, vor allem Keramikbrackets, können Drähte^{8,135}, vor allem Stahldrähte, beschädigen (vgl. Abb. 51), was zur Erhöhung der Friktion⁹⁹ führt. Gummetaldrähte erwiesen sich in dieser Hinsicht bei den von der Verfasserin durchgeführten Tests nicht unbedingt als widerstandsfähiger, wie aus dem nach einem Testdurchlauf aufgenommenen rasterelektronischen Bild, Abb. 52, zu ersehen ist. Auch sie wurden einige Male beim Durchlauf durch Slots der monokristallinen Keramikbrackets Inspire Ice beschädigt. In den Tests wurden die Drahtproben in diesen Fällen ausgetauscht und eine erneute Messung mit intakten Drähten durchgeführt. Es wurde nicht ermittelt, ob und wie stark die Friktion als Folge der Beschädigung steigen würde.

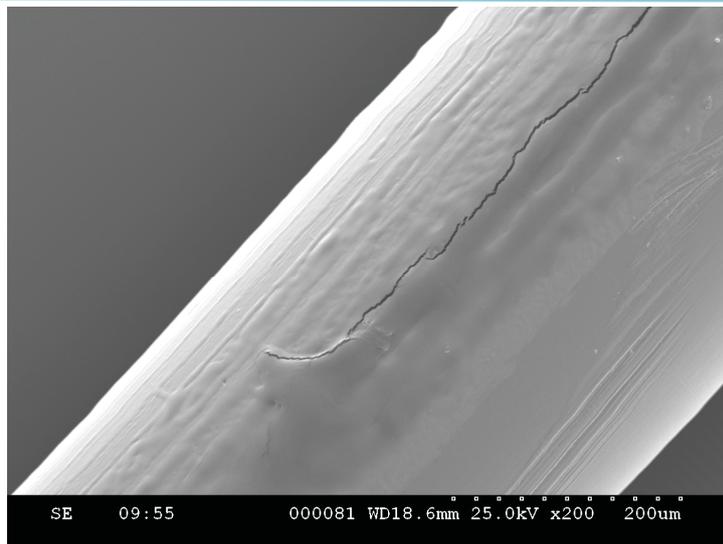


Abb. 51: Beschädigungen durch Inspire Ice am Stahldraht
ca. 200fache Vergrößerung (REM-Darstellung)

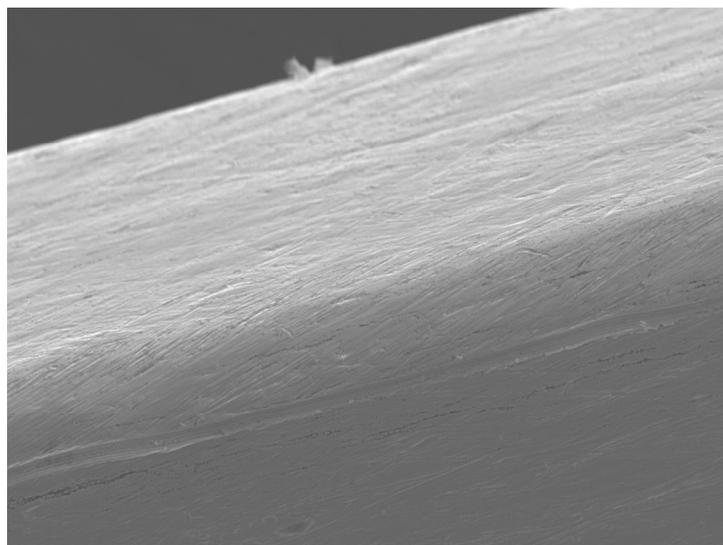


Abb. 52: Beschädigungen durch Inspire Ice am Gummetalldraht
ca. 200fache Vergrößerung (REM-Darstellung)

Wie stark das Patientenbefinden durch Bracket-Bogen-Elemente beeinträchtigt wird, lässt sich an Hand von Kriterien wie Tragekomfort, Korrosionsbeständigkeit und Ästhetik¹⁴⁰ beurteilen. Im Zusammenhang mit Gummetal dürfte für das Patientenbefinden auch von Bedeutung sein, dass sich die Behandlung nach der Nivellierungsphase grundsätzlich mit einem einzigen Gummetalbogen durchführen lässt. So bleiben Patienten lästige und manchmal zeitaufwendige und schmerzhafte Bogenwechsel zumindest dann erspart, wenn der Bogen nicht zur Aktivierung und gegebenenfalls für Korrekturen herausgenommen wird. Ansonsten dürfte es im Hinblick auf Tragekomfort und insbesondere Ästhetik vor allem auf die gewählten Bra-

ckets ankommen. Im Allgemeinen schneiden selbstligierende Brackets diesbezüglich gut ab¹³⁷, vor allem die häufig für den Frontzahnbereich gewählten Keramikbrackets in der monokristallinen Variante. Jedoch können sie, wie dargelegt, Gummetaldrähte schädigen. Hierdurch würde letztlich das Patientenbefinden beeinträchtigt werden, wenn wegen freilich nur mit Hilfe des Mikroskops erkennbarer Schädigungen und der daraus resultierenden höheren Friktion die Behandlungsdauer zunähme.

Bei Kostenerwägungen geht es in erster Linie um die Dauer der Behandlungszeit. Wenn diese verkürzt wird, sinken nicht nur tendenziell die Kosten, auch die Bereitschaft der Patienten, sich einer Therapie zu unterziehen, kann sich vergrößern. Hasegawa verweist darauf, dass die Behandlungszeit u.a. dadurch drastisch reduziert werden könne, dass gleich nach dem ersten Bogenwechsel ein Vierkantdraht aus Gummetal eingesetzt wird, der bereits in der Anfangsphase eine gute Zahnkontrolle ermöglicht⁵⁷. Wenn Gewicht darauf gelegt wird, mit nur einem Gummetalbogen die Behandlung abzuschließen, sollten Brackets gewählt werden, die diesen möglichst nicht beschädigen. Inspire Ice und möglicherweise Discovery wären unter diesem Aspekt nicht unbedingt die erste Wahl. Geeigneter wären u.a. die sonstigen in dieser Studie verwendeten Brackets, in deren Kombination Drähte ohne sichtbare Beschädigungen problemlos fünfmal verwendet werden konnten und daher von der Verfasserin nicht nach jedem Testdurchlauf ausgetauscht wurden. Die Beobachtung, dass Drähte nicht beschädigt und daher mehrfach benutzt werden konnten, machten in ihren Tests auch Guerrero et al.⁴⁹, Nishio et al.¹⁰², Saunders und Kusy¹²³. Wenn es um eine Verkürzung der Stuhlzeiten geht, könnten selbstligierende Brackets wegen deren einfachen Verschlussmechanismus gewählt werden²⁶.

Eine möglicherweise kostenrelevante Besonderheit wurde in den durchgeführten Tests beim Einsatz von Micro Sprint Brackets beobachtet. Nach der Befestigung dieses Brackettyps an einer Schraube in der Versuchsapparatur löste sich nahezu jedes zweite Micro Sprint Bracket wieder ab und musste erneut angepasst und befestigt werden. Viel spricht dafür, dass deren geringe Größe, die unter ästhetischen Kriterien zu befürworten ist, die Ursache dafür ist. Sie bietet nur eine kleine Retentionsfläche zu deren Befestigung. Sofern bei deren Befestigung am Zahnschmelz in der klinischen Praxis ähnliche Beobachtungen gemacht werden, entstünden als Folge von Bracketverlusten und erforderlichen Mehrarbeiten zusätzliche Kosten, die deren ästhetischen Vorteilen gegenüber zu stellen wären. Zur Einsparung von Materialkosten wird zunehmend das Recycling von Materialien empfohlen, besonders bei kostspieligen Materialien wie NiTi⁷⁰. Inwieweit ein Recycling von Gummetal erwogen wird, ist der Verfasserin

nicht bekannt. Allerdings sind die Auswirkungen eines häufigen klinischen Einsatzes und der hierfür erforderlichen Sterilisation noch zu erkunden⁷⁰.

6.3 Zur klinischen Relevanz der Studie

Wie in den meisten Friktionsuntersuchungen kieferorthopädischer Materialien wurde auch in dieser Studie das Friktionsverhalten unter Bedingungen gemessen, die nur sehr begrenzt klinische Bedingungen simulieren. Jedoch wurde biomechanischen Bedingungen dadurch entsprochen, dass Kontakte durch Angulation des Brackets gegen den Draht mit definiertem Drehmoment hergestellt wurden und nicht durch Vorgabe eines festen Winkels³⁷. Zudem wurden am Markt gängige Materialien für die Tests verwendet, die, wie beschrieben wurde, von ihren Normwerten abweichen können. Derartige Abweichungen sind vermutlich eine der Ursachen für die in der vorliegenden Studie beobachteten statistischen „Ausreißer“. Sie verzerren Mittelwerte und Standardabweichungen, die nicht mit denjenigen übereinzustimmen brauchen, die bei Einhaltung der Normen gemessen worden wären. Durch Vermessungen und Verwendung nur derjenigen Materialien für Tests, welche die Normwerte erfüllen, hätten sich wohl „exaktere“ und infolgedessen besser vergleichbare Ergebnisse erzielen lassen. Allerdings wäre ein solches Vorgehen mit dem Nachteil verbunden, dass diese Testergebnisse für das übliche Spektrum am Markt erhältlicher Elemente nicht repräsentativ wären. Schließlich wurde die dynamische Friktion von Drähten gemessen, indem diese mit einer konstanten Geschwindigkeit bewegt wurden. Messungen der dynamischen Friktion gelten als geeigneter zur Beurteilung der Friktion als Bestimmungen der statischen Friktion³⁷. Insofern gestatteten Versuchsaufbau und Prüfmethode reproduzierbare Tests und exakte Messungen.

Ansonsten wich das gewählte Testverfahren erheblich von klinischen Bedingungen ab. Es ist daher zu vermuten, dass sich die Ergebnisse der Friktionstests von denjenigen unterscheiden, die unter klinischen Bedingungen erzielt worden wären. Gummetal könnte dann im Hinblick auf die Rangfolge der Materialien anders eingestuft werden. In der Literaturübersicht wurde versucht, die Ergebnisse von *in vitro*-Tests mit Tests, die in einem klinischen Bedingungen angenäherten Milieu stattfanden, in fünf Bereichen zu vergleichen: Mit und ohne Speichel, bei Körpertemperatur und bei Raumtemperatur, bei simulierten oder tatsächlichen Kaubewegungen und ohne Kaubewegungen, bei unterschiedlichen Testgeschwindigkeiten sowie bei dem Mundmilieu ausgesetzt und bei fabrikneuen Bracket-Draht-Elementen. Auch wenn für Gummetal auf derartige Vergleichstests bisher kaum zurückgegriffen werden kann, soll versucht werden, vorliegende Informationen auszuwerten und mögliche Veränderungen seines

Friktionsverhaltens bei entsprechenden Änderungen der Bedingungen in diesen fünf Bereichen abzuschätzen.

Da die Tests der vorliegenden Studie ausschließlich im Trockenmilieu durchgeführt wurden, geben sie keine Auskunft darüber, ob und wie sich die Friktion von Gummetal und den weiteren Materialien unter Verwendung von Speichel ändert. Zahlreiche Tests ergaben, wie in der Literaturübersicht dargelegt, dass Speichel die Friktion beeinflussen kann^{93,140}. Z.B. nahm die Friktion bei Stahldrähten in Kombination mit Speichel zu¹⁴³, bei β -Ti wirkte Speichel in Verbindung mit Stahlbrackets dagegen wie ein Gleitmittel¹⁴⁰. Immerhin kann einem Diagramm zum Friktionsverhalten von Gummetal mit und ohne Speichel von Hasegawa entnommen werden, dass die Friktion von Gummetal unabhängig davon ist, ob sie im Trockenmilieu oder unter Einsatz von Speichel gemessen wird⁵⁷. Dieser Sachverhalt bedeutet aber nicht, dass sich die Rangfolge von Gummetal und anderen Drahtmaterialien in Bezug auf ihr Friktionsverhalten bei Anpassungen der Versuchsbedingungen nicht verschieben kann. Wenn sich das Friktionsverhalten von Drähten aus Stahl und β -Ti wie oben beschrieben ändert, würde Gummetal auch bei gleichbleibendem Friktionsverhalten im Vergleich mit Stahl tendenziell besser, im Vergleich mit β -Ti weniger gut abschneiden als in der vorliegenden Studie. Allerdings besteht in Anbetracht der in entsprechenden Tests recht unterschiedlich ausfallenden Ergebnisse über die Bedeutung von Speichel bei orthodontischen Bewegungen noch keine einheitliche Meinung. Z.B. wird die Auffassung vertreten, dass Speichel bei Belastung durch Kaubewegungen aus dem Bracket herausgedrückt wird⁵. Wenn diese Annahme zutrifft, würde auch bei Verwendung von Speichel letztlich die Reibung im Trockenmilieu gemessen werden – Aussagen zu Friktionsvergleichen mit Gummetal im Feuchtmilieu lassen sich jedenfalls noch kaum treffen.

Tests bei unterschiedlichen Temperaturen lassen erkennen, dass die Friktion zumindest einiger kieferorthopädischer Materialien auch von der Temperatur abhängt, z.B. dann, wenn sich als Folge einer Anhebung der Temperatur von Raum- auf Körpertemperatur der Rauheitsgrad der Oberfläche ändert¹⁷. Messungen bei bestimmten Materialien ergaben z.B., dass die Friktion bei niedriger Temperatur hoch ist und bei Erwärmung auf Körpertemperatur dagegen abnimmt¹⁷. Die Verfasserin nahm die Friktionsvergleiche ausschließlich bei Raumtemperatur vor, sie verfügt daher über keine eigenen Messungen des Friktionsverhaltens bei Körpertemperatur. Bertl et al., die die wirksamen Kräfte und Momente u.a. von Gummetal in einer Versuchsapparatur bei Raum- und bei Körpertemperatur maßen, beobachteten keine Unterschiede¹⁵. Die Frage stellt sich, ob daraus geschlossen werden kann, dass auch das Friktionsverhal-

ten von Gummetal von Temperaturänderungen nicht beeinflusst wird. Aber auch bei einer positiven Antwort können Tests bei Körpertemperatur immer dann zu anderen Reihungen führen als solche bei Raumtemperatur, wenn bei Vergleichsmaterialien die Friktion temperaturabhängig ist.

Welchen Einfluss Kaubewegungen auf das Friktionsverhalten von Gummetal haben, ist der Verfasserin weder aus eigenen Tests noch von anderen Untersuchungen bekannt. Im Allgemeinen wird angenommen, dass Kaubewegungen zur Friktionsminderung beitragen⁵, weil hierdurch z.B. gegebenenfalls auftretende Blockaden gelöst werden. Tests einiger Materialien bestätigten diese Ansicht^{5,66}. Es liegen indessen auch Untersuchungsergebnisse von Materialien vor, bei denen Kaubewegungen keinen nennenswerten Einfluss auf deren Friktionsverhalten haben⁶⁴. Beim gegenwärtigen Wissensstand lassen sich daher keine Vermutungen über das Verhalten von Gummetal bei Simulierung von Kauvorgängen und über eventuell daraus resultierende Änderungen in der Rangfolge von Gummetal hinsichtlich der Friktion anstellen.

Das Friktionsverhalten von Gummetal bei einer Bewegung mit derjenigen Geschwindigkeit, mit der Verschiebungen von Zähnen im Knochen erfolgen - ca. 1 mm pro Monat⁸⁰ – und bei den entlang des Bogens stattfindenden Sequenzen von kurzen Sprüngen ist ebenso wenig wie für andere Materialien bekannt. Indessen ergaben Tests bestimmter Materialien mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten, wie in der Literaturübersicht dargelegt wurde, zuweilen deutlich voneinander abweichende Friktionswerte. Die Friktion von β -Ti z.B. steigt mit wachsender Geschwindigkeit, die von CoCr nimmt dagegen ab. Bei Stahl und NiTi werden von Kusy und Whitley keine nennenswerte, bei Stahl von Savoldi et al. dagegen durchaus Unterschiede bei Änderungen der Geschwindigkeit beobachtet^{80,124}. Die bei β -Ti und CoCr beobachteten Abhängigkeiten von der Geschwindigkeit, die mit dem Reibungsgesetz, wonach die Friktion unabhängig von der Geschwindigkeit der gegeneinander bewegten Flächen ist, nicht vereinbar sind, werden mit Änderungen der „realen“ Kontaktfläche bei einer Verringerung der Geschwindigkeit erklärt¹⁵². Wenn jedenfalls die Friktion von Gummetal mit der Friktion anderer Materialien bei einer Geschwindigkeit verglichen würde, die den klinischen Bedingungen entspricht, ist nicht auszuschließen, dass sich die Rangfolge der Materialien ändert und zwar ebenfalls unabhängig davon, ob die Friktion von Gummetal von der Geschwindigkeit abhängig ist.

Über das Friktionsverhalten von Gummetal bei längeren Belastungen durch das Mundmilieu liegen der Verfasserin keine Informationen vor. Die in der Literaturübersicht wiedergegebene

nen Testergebnisse lassen erkennen, dass einige Materialien ihr Friktionsverhalten ändern, wenn sie längere Zeit dem Mundmilieu ausgesetzt werden. Bei Stahl z.B. wurde trotz seiner Härte nach acht Wochen eine starke Erhöhung der Friktion als Folge von Ablagerungen und der damit verbundenen Erhöhung der Oberflächenrauigkeit beobachtet⁹³. Bei anderen Tests wurden bei den verwendeten Brackets dagegen keine Friktionserhöhungen gemessen. In diesem Fall wird vermutet, dass die jeweiligen Oberflächen beim Durchgleiten des Drahtes gesäubert wurden¹¹⁸. Jedenfalls lässt sich eine Verschlechterung des Friktionsverhaltens kieferorthopädischer Materialien, wohl auch von Gummetal, als Folge der Einwirkungen des Mundmilieus durch sorgfältige Abstimmung von Drähten und Brackets aufeinander² und regelmäßige Entfernung von Plaque und Ablagerungen verringern⁹³.

Mit Hilfe von Tests unter klinischen Bedingungen könnten realistischere Friktionsmessungen durchgeführt werden. Auch wäre es dann möglich, den Kraftverlust durch Friktion bei kieferorthopädischen Materialien während der Behandlung besser abzuschätzen und den Krafteinsatz adäquat zu dosieren. So verweisen Schumacher et al. auch auf den Sachverhalt, dass aufgrund vieler im klinischen Bereich auftretender friktionsauslösender Faktoren der tatsächliche Kraftverlust unkalkulierbar sein kann¹²⁸. Zudem könnten selbst minimale Änderungen im Bracket-Bogen-System das Friktionsverhalten beeinflussen¹²⁹. Jost-Brinkmann und Miethke z.B. bezeichnen sogar jede quantitative Festlegung auf Grundlage von *in vitro*-Studien als willkürlich, solange man nicht wisse, was im Mund wirklich passiert⁶⁶. Allerdings ließen sich die in der vorliegenden Studie aufgeworfenen Fragestellungen mit einem derartigen Ansatz nur schwer beantworten. Klinische Bedingungen erlauben nur sehr begrenzt Vergleiche des Friktionsverhaltens unterschiedlicher Materialien. Es bestehen von Patient zu Patient Unterschiede hinsichtlich Zahnkonstellation, Zahnbeweglichkeit, Kaubewegungen, Mundhöhlenmilieu, Plaqueablagerung, Mundhygiene usw. Diese Unterschiede lassen eine Standardisierung von Ablaufprozessen kaum zu. Hierauf kann aber bei Untersuchungen von Unterschieden im Friktionsverhalten von Materialien nicht verzichtet werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass mit der Einführung von Gummetal in die Kieferorthopädie das Spektrum kieferorthopädischer Materialien um ein bemerkenswertes Material erweitert wurde, das bei adäquater Wahl der mit ihm zu kombinierenden Brackets erhebliche Friktionsvorteile bietet. In Verbindung mit seiner niedrigen Friktion kann es auch weitere für kieferorthopädische Behandlungen relevante Ziele in besonderer Weise dann erfüllen, wenn seinen oben dargelegten Besonderheiten hinreichend Rechnung getragen wird. Viele der in der Literaturübersicht wiedergegebenen Gesetzmäßigkeiten und Merkmale hinsichtlich der Friktion

tion unterschiedlicher Materialien und unterschiedlicher Dimensionen ließen sich auch in dieser Studie wiederfinden. Einige im Diskussionsteil beschriebene Besonderheiten bedürfen indes weitergehender Analysen.

Der Aussagegehalt dieser Studie und damit die Relevanz ihrer Ergebnisse haben allerdings ihre Grenzen. Sie gelten nur innerhalb des Spektrums der untersuchten kieferorthopädischen Materialien. Dieses umfasst jedoch ausgesprochen häufig eingesetzte Bracket-Bogen-Elemente. Ferner sind die vorgestellten Ergebnisse an die *in vitro*-Bedingungen dieser Studie gebunden und geben daher nur begrenzt Hinweise darauf, wie unter klinischen Bedingungen die Friktionsverluste ausfallen würden.

7. Schlussfolgerungen

- Die vorliegende Studie gibt einen Überblick über das Friktionsverhalten im Bindingmodus des auf dem Markt für kieferorthopädische Materialien kürzlich eingeführten Gummetals im Vergleich mit ausgewählten gängigen Drahtmaterialien in Kombination mit zwei Stahlbrackets und zwei Keramikbrackets.
- Materialien und Dimensionen beeinflussten in den durchgeführten Tests das Friktionsverhalten.
- Gummetal erwies sich mit dem als „Standardlegierung“ geltenden Stahl in allen Dimensionen als durchaus vergleichbar. In Verbindung mit Micro Sprint Brackets schnitt es herausragend ab, auch wenn diese die geringste Breite von den getesteten Brackets aufweisen. Im Vergleich mit den weiteren Drahtmaterialien ergaben Tests bei vielen Kombinationen mit unterschiedlichen Brackettypen häufig signifikante Friktionsvorteile, jedoch nicht in Verbindung mit Inspire Ice.
- Unterschiede in den Dimensionen von Gummetaldrähten führten zu voneinander abweichendem Friktionsverhalten. Signifikant waren die Friktionsunterschiede aber nur bei wenigen Kombinationen. Daher ist möglicherweise der generell beobachtete Konflikt zwischen möglichst niedriger Friktion und bestmöglicher Zahnkontrolle beim Einsatz von Vierkantdrähten aus Gummetal weniger ausgeprägt, selbst dann, wenn diese im Laufe der Behandlung frühzeitig eingesetzt werden.
- Unterschiedliche Brackettypen ergaben bei den einzelnen Gummetaldimensionen keine signifikanten Unterschiede im Friktionsverhalten. Erheblich waren zum Teil allerdings die Unterschiede in den Mittelwerten der Friktion. So wiesen Inspire Ice Keramikbrackets besonders hohe Friktionswerte auf, nicht dagegen Clarity Brackets, obwohl sie ebenfalls aus Keramik hergestellt sind. Letztere verfügen allerdings über Metallsloteinlagen, weshalb sie eher mit Metallbrackets vergleichbar sind.
- Unterschiedliche Slotgrößen resultierten nur bei wenigen Brackettypen und Gummetaldimensionen in signifikanten Friktionsunterschieden. Diese waren bei bestimmten Kombinationen mit Micro Sprint Brackets zu beobachten und böten sich als Kriterium bei der Wahl der Slotgröße dieses Brackettyps und der Gummetaldimension an.

8. Literaturverzeichnis

1. Agha FG, Al-Janabi MF: Frictional resistance of aesthetic brackets. *Journal of Baghdad College of dentistry* 2014;26(3):118-121.
2. Alfonso MV, Espinar E, Llamas JM, Ruperez E, Manero JM, Barrera JM, et al.: Friction coefficients and wear rates of different orthodontic archwires in artificial saliva. *J Mater Sci Mater Med* 2013;24(5):1327-1332.
3. Alobeid A, Hasan M, Al-Suleiman M, El-Bialy T: Mechanical properties of cobalt-chromium wires compared to stainless steel and beta-titanium wires. *J Orthod Sci* 2014;3(4):137-141.
4. Andreasen GF, Hilleman TB: An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;82(6):1373-1375.
5. Andreasen GF, Quevedo FR: Evaluation of friction forces in the 0.022 × 0.028 edgewise bracket in vitro. *J Biomech* 1970;3(2):151-160.
6. Angle EH: The latest and best in orthodontic mechanism *The Dental cosmos* 1929;71(2):164-174.
7. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Jr., Nanda RS: Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98(6):499-506.
8. Articulo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP: Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. *Eur J Orthod* 2000;22(4):409-425.
9. Articulo LC, Kusy RP: Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115(1):39-51.
10. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M: Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;91(4):316-320.
11. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Sinha P: Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112(2):138-144.
12. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL: A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100(6):513-522.
13. Ben Rejeb Jdir S, Tobji S, Turki W, Dallel I, Khedher N, Ben Amor A: [Brackets and friction in orthodontics: experimental study]. *Orthod Fr* 2015;86(3):255-264.
14. Berger J: Self-Ligation in the Year 2000. *J Clin Orthod* 2000;34:74-81.

8. Literaturverzeichnis

15. Bertl MH, Sleik P, Bantleon HP: In-vitro-Vergleich von GUMMETAL und konventionellen Nivellierungsbögen zur „En bloc“-Molarenaufrichtung. *Inf Orthod Kieferorthop* 2013;45(02):73-76.
16. Bourauel C, Sernetz F, Drescher D: Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung unter Einsatz von Titan- und Stahlbrackets. *Kieferorthopädie* 1997(2):104-114.
17. Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R: Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod* 1998;20(1):79-92.
18. Bourauel C HP, Höse N, Keilig L, Jäger A: Die Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung-eine Übersicht. *Inf Orthod Kieferorthop* 2007;39:18-26.
19. Bühl A: *SPSS 22 Einführung in die moderne Datenanalyse*. Deutschland: Pearson Deutschland GmbH, 2014.
20. Burrow SJ: Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets. *Angle Orthod* 2010;80(4):438-445.
21. Burrow SJ: Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135(4):442-447.
22. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F: Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124(4):395-402.
23. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, Auricchio F: Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124(4):403-409.
24. Cash A, Curtis R, Garrigia-Majo D, McDonald F: A comparative study of the static and kinetic frictional resistance of titanium molybdenum alloy archwires in stainless steel brackets. *Eur J Orthod* 2004;26(1):105-111.
25. Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F: An evaluation of slot size in orthodontic brackets--are standards as expected? *Angle Orthod* 2004;74(4):450-453.
26. Castro RM, Neto PS, Horta MC, Pithon MM, Oliveira DD: Comparison of static friction with self-ligating, modified slot design and conventional brackets. *J Appl Oral Sci* 2013;21(4):314-319.
27. Cha JY, Kim KS, Hwang CJ: Friction of conventional and silica-insert ceramic brackets in various bracket-wire combinations. *Angle Orthod* 2007;77(1):100-107.

8. Literaturverzeichnis

28. Chakravarthi S, Padmanabhan S, Chitharanjan AB: Allergy and orthodontics. *J Orthod Sci* 2012;1(4):83-87.
29. Daskalogiannakis J: *Lexikon kieferorthopädischer Begriffe*: Quintessent Verlag GmbH, 2003.
30. De Franco DJ, Spiller RE, Jr., von Fraunhofer JA: Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod* 1995;65(1):63-72; discussion 73-64.
31. Dentaureum: Orthodontie 2016/2017, Vielfalt in Präzision *Dentaureum Katalog*: Dentaureum GmbH & Co. KG; 2016: 50-51.
32. Dickson JA, Jones SP, Davies EH: A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations--an in vitro study. *Br J Orthod* 1994;21(1):15-22.
33. Doshi UH, Bhad-Patil WA: Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;139(1):74-79.
34. Dowson D: *History of Tribology*. New York: Longman 1979.
35. Drescher D, Bourauel C, Schumacher H-A: Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96(5):397-404.
36. Drescher D, Bourauel C., Schumacher HA: Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:99-105.
37. Drescher D, Laaser W, Schumacher HA: Materialtechnische Untersuchungen zum Problem der Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1989;50:256-267.
38. Edwards GD, Davies EH, Jones SP: The ex vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995;22(2):145-153.
39. Ehsani S, Mandich MA, El-Bialy TH, Flores-Mir C: Frictional resistance in self-ligating orthodontic brackets and conventionally ligated brackets. A systematic review. *Angle Orthod* 2009;79(3):592-601.
40. Elayyan F, Silikas N, Bearn D: Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2008;30(6):661-667.
41. Forestadent: Weitere Auszeichnung *Kieferorthopädie Nachrichten*; 2014: 37.
42. Frank CA, Nikolai RJ: A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod* 1980;78(6):593-609.

8. Literaturverzeichnis

43. Fuck L-M., Wilmes B, Gürler G., Hönscheid R., Drescher D: Friktionsverhalten selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme. *Inf Orthod Kieferorthop* 2007;39:6-17.
44. Gandini P, Orsi L, Bertoncini C, Massironi S, Franchi L: In vitro frictional forces generated by three different ligation methods. *Angle Orthod* 2008;78(5):917-921.
45. 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(3):199-203.
46. Ghafari J: Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod* 1992;62(2):145-152.
47. Gordin DM, Ion R, Vasilescu C, Drob SI, Cimpean A, Gloriant T: Potentiality of the "Gum Metal" titanium-based alloy for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C* 2014;44(0):362-370.
48. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ: Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127(6):670-675; quiz 754.
49. Guerrero AP, Guariza 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* 2010;24(1):40-45.
50. Gurgel JA, Pinzan-Vercelino CR, Powers JM: Mechanical properties of beta-titanium wires. *Angle Orthod* 2011;81(3):478-483.
51. Gursoy UK, Sokucu O, Uitto VJ, Aydin A, Demirer S, Toker H, et al.: The role of nickel accumulation and epithelial cell proliferation in orthodontic treatment-induced gingival overgrowth. *Eur J Orthod* 2007;29(6):555-558.
52. Hain M, Dhopatkar A, Rock P: A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;130(5):666-670.
53. Hain M, Dhopatkar A, Rock P: The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(4):416-422.
54. Harradine N: The History and Development of Self-Ligating Brackets. *Semin Orthod* 2008;14(1):5-18.
55. Harradine N, Moresca R, Ursi W, Pobanz J, Accorsi M: An interview with Nigel Harradine. *Dental Press J Orthod* 2014;19(4):30-37.
56. Harradine NW: Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res* 2001;4(4):220-227.

8. Literaturverzeichnis

57. Hasegawa S: *A concept of "en bloc" movement of teeth using GUMMETAL wire*: Quintessence Publishing, 2014.
58. Hasegawa S: Ein Konzept zur „En bloc“-Bewegung von Zähnen mithilfe von Drähten aus „GUMMETAL“. *Inf Orthod Kieferorthop* 2013;45(02):77-91.
59. Heinrich M: Friktionseigenschaften von Edelstahlbrackets mit Tefloneinlagen *Poliklinik für Kieferorthopädie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf*. Düsseldorf, Germany: Heinrich-Heine-Universität; 2008: 117.
60. Hönscheid R: Pseudoelastisches Materialverhalten in der reinen Biegung *Mathematisch-Naturwissenschaftliche Fakultät: Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität zu Bonn*; 2009: 97.
61. Husain N, Kumar A: Frictional resistance between orthodontic brackets and archwire: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2011;12(2):91-99.
62. Husmann P, Bourauel C, Wessinger M, Jager A: The frictional behavior of coated guiding archwires. *J Orofac Orthop* 2002;63(3):199-211.
63. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F: Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 1991;13(4):322-328.
64. Iwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, Nickel JC: Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(4):408-415.
65. Joch A, Pichelmayer M, Weiland F: Bracket slot and archwire dimensions: manufacturing precision and third order clearance. *J Orthod* 2010;37(4):241-249.
66. Jost-Brinkmann P, Miethke RR: Einfluß der physiologischen Zahnbeweglichkeit auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1991;52(2):102-109.
67. Kachoei M, Eskandarinejad F, Divband B, Khatamian M: The effect of zinc oxide nanoparticles deposition for friction reduction on orthodontic wires. *Dent Res J (Isfahan)* 2013;10(4):499-505.
68. Kahl-Nieke: *Einführung in die Kieferorthopädie*. München: Urban & Schwarzenberg, 1995.
69. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Jr., Nanda RS: Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98(2):117-126.
70. Kapila S, Sachdeva R: Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96(2):100-109.

8. Literaturverzeichnis

71. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS: Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116(3):271-274.
72. Keith O, Jones SP, Davies EH: The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *Br J Orthod* 1993;20(2):109-115.
73. Kim TK, Kim KD, Baek SH: Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(2):187.e115-124.
74. Krishnan M, Kalathil S, Abraham KM: Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136(5):675-682.
75. Kumar BS, Miryala S, Kumar KK, Shameem K, Regalla RR: Comparative Evaluation of Friction Resistance of Titanium, Stainless Steel, Ceramic and Ceramic with Metal Insert Brackets with Varying Dimensions of Stainless Steel Wire: An In vitro Multi-center Study. *J Int Oral Health* 2014;6(5):66-71.
76. Kusy RP: Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod* 2000;70(5):366-376.
77. Kusy RP: Orthodontic biomechanics: vistas from the top of a new century. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;117(5):589-591.
78. Kusy RP, O'Grady PW: Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part II—The active configuration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*:118(6):675-684.
79. Kusy RP, Whitley JQ: Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod* 1999;69(1):71-80.
80. Kusy RP, Whitley JQ: Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. *Dent Mater* 1989;5(4):235-240.
81. Kusy RP, Whitley JQ: Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 1990;23(9):913-925.
82. 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* 2001;71(5):364-374.
83. Kusy RP, Whitley JQ: Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod* 1999;21(2):199-208.

8. Literaturverzeichnis

84. Kusy RP, Whitley JQ: Influence of fluid media on the frictional coefficients in orthodontic sliding. *Semin Orthod* 2003;9(4):281-289.
85. 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* 2000;52(4):797-811.
86. Kusy RP, Whitley JQ, Ambrose WW, Newman JG: Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part I. The passive configuration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114(5):558-572.
87. Kusy RP, Whitley JQ, de Araujo Gurgel J: Comparisons of surface roughnesses and sliding resistances of 6 titanium-based or TMA-type archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126(5):589-603.
88. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE: Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod* 1988;58(1):33-45.
89. 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(4):293-302.
90. Liu JP, Wang YD, Hao YL, Wang Y, Nie ZH, Wang D, et al.: New intrinsic mechanism on gum-like superelasticity of multifunctional alloys. *Sci Rep* 2013;3:2156.
91. Loftus BP, Artun J, Nicholls JJ, Alonzo TA, Stoner JA: Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116(3):336-345.
92. Lombardo L, Wierusz W, Toscano D, Lapenta R, Kaplan A, Siciliani G: Frictional resistance exerted by different lingual and labial brackets: an in vitro study. *Prog Orthod* 2013;14:37.
93. Marques IS, Araujo AM, Gurgel JA, Normando D: Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *Angle Orthod* 2010;80(3):521-527.
94. Matarese G, Nucera R, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, et al.: Evaluation of frictional forces during dental alignment: an experimental model with 3 nonleveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133(5):708-715.
95. Maues CP, do Nascimento RR, Vilella Ode V: Severe root resorption resulting from orthodontic treatment: prevalence and risk factors. *Dental Press J Orthod* 2015;20(1):52-58.
96. Meier MJ, Bourauel C, Roehlike J, Reimann S, Keilig L, Braumann B: Friction behavior and other material properties of nickel-titanium and titanium-molybdenum archwires following electrochemical surface refinement. *J Orofac Orthop* 2014;75(4):308-318.

8. Literaturverzeichnis

97. Murakami T, Iijima M, Muguruma T, Yano F, Kawashima I, Mizoguchi I: High-cycle fatigue behavior of beta-titanium orthodontic wires. *Dent Mater J* 2015;34(2):189-195.
98. Nanda RS, Tosun ST: *Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice*: Quintessence Publishing Co, Inc, 2010.
99. Neumann P, Bourauel C, Jager A: Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med* 2002;13(2):141-147.
100. Niinomi M, Akahori T, Katsura S, Yamauchi K, Ogawa M: Mechanical characteristics and microstructure of drawn wire of Ti–29Nb–13Ta–4.6Zr for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: C* 2007;27(1):154-161.
101. Nishino K: Super Multifunctional Alloy "GUM METAL". *R&D Review of Toyota CRDL* 2003;38:50.
102. Nishio C, da Motta AF, Elias CN, Mucha JN: In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125(1):56-64.
103. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Sinha PK, Currier GF: Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109(5):535-542.
104. Ormco: Orthodontic Products Catalog: Ormco Corporation; 2011: 47.
105. Pazzini CA, Marques LS, Ramos-Jorge ML, Junior GO, Pereira LJ, Paiva SM: Longitudinal assessment of periodontal status in patients with nickel allergy treated with conventional and nickel-free braces. *Angle Orthod* 2012;82(4):653-657.
106. Pfanzagl J: *Allgemeine Methodenlehre der Statistik II*. Berlin: Walter de Gruyter & Co., 1962.
107. Pillai AR, Gangadharan A, Kumar S, Shah A: Comparison of the frictional resistance between archwire and different bracket system: An in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci* 2014;6(Suppl 1):S150-155.
108. Pimentel RF, de Oliveira RS, Chaves M, Elias CN, Gravina MA: Evaluation of the friction force generated by monocristalyne and policristalyne ceramic brackets in sliding mechanics. *Dental Press J Orthod* 2013;18(1):121-127.
109. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B: Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 1998;20(3):283-291.
110. Plancher E, Tasan CC, Sandloebes S, Raabe D: On dislocation involvement in Ti–Nb gum metal plasticity. *Scripta Materialia* 2013;68(10):805-808.

8. Literaturverzeichnis

111. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC: Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98(5):398-403.
112. Proffit W, Fields H, Sarver D: *Contemporary Orthodontics*: Linda, D., 2013.
113. Prososki RR, Bagby MD, Erickson LC: Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100(4):341-348.
114. Rajakulendran J, Jones S: Static frictional resistances of polycrystalline ceramic brackets with metal slot inserts. *Aust Orthod J* 2006;22(2):147-152.
115. Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I: In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124(1):69-73.
116. Reicheneder CA, Baumert U, Gedrange T, Proff P, Faltermeier A, Muessig D: Frictional properties of aesthetic brackets. *Eur J Orthod* 2007;29(4):359-365.
117. Reitan K: Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 1957;43(1):32-45.
118. Ribeiro AA, Mattos CT, Ruellas AC, Araujo MT, Elias CN: In vivo comparison of the friction forces in new and used brackets. *Orthodontics (Chic)* 2012;13(1):e44-50.
119. Rocky Mountain: Rocky Mountain Orthodontics, Productcatalog; 2013: 260-261.
120. Rudge P, Sherriff M, Bister D: A comparison of roughness parameters and friction coefficients of aesthetic archwires. *Eur J Orthod* 2015;37(1):49-55.
121. Ryhanen J, Niemi E, Serlo W, Niemela E, Sandvik P, Pernu H, et al.: Biocompatibility of nickel-titanium shape memory metal and its corrosion behavior in human cell cultures. *J Biomed Mater Res* 1997;35(4):451-457.
122. Saito T, Furuta T, Hwang JH, Kuramoto S, Nishino K, Suzuki N, et al.: Multifunctional Alloys Obtained via a Dislocation-Free Plastic Deformation Mechanism. *Science* 2003;300(5618):464-467.
123. Saunders CR, Kusy RP: Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106(1):76-87.
124. Savoldi F, Visconti L, Dalessandri D: In vitro evaluation of the influence of velocity on sliding resistance of stainless steel arch wires in a self-ligating orthodontic bracket. *Orthod Craniofac Res* 2017;20(2):119-125.
125. Schmuth G, Vardimon A: *Kieferorthopädie*: Georg Thieme Verlag, 1994.
126. Schopf P: *Kieferorthopädie Band II*. Berlin, Germany: Quintessenz, 2008.

8. Literaturverzeichnis

127. Schulze M-C: Friktionsverhalten verschiedener selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme unter Einwirkung von Torque und Angulation *Poliklinik für Kieferorthopädie der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf*. Düsseldorf, Germany: Heinrich-Heine-Universität; 2013.
128. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D: Der Einfluß der Ligatur auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:106-116.
129. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D: The influence of bracket design on frictional losses in the bracket/arch wire system. *J Orofac Orthop* 1999;60(5):335-347.
130. Schumacher HA, C. B, Drescher D: Das Friktionsverhalten von Keramikbrackets bei der bogengeführten Zahnbewegung. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:159-265.
131. Schwarz K CA, Strobl N, Bantleon H: Praktischer Nutzen und klinische Relevanz des Binding-Effektes. *Inf Orthod Kieferorthop* 2007;39:48-52.
132. Shivapuja PK, Berger J: A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106(5):472-480.
133. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA: Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 1986;89(6):485-491.
134. Swartz ML: Ceramic Brackets. *J Clin Orthod* 1988;22:82-88.
135. Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M: Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod* 1991;61(4):285-290; discussion 291-282.
136. Taylor NG, Ison K: Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996;66(3):215-222.
137. Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F: An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2007;29(4):390-397.
138. Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Iorio D, D'Attilio M: Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod* 2005;75(6):1041-1045.
139. Tengvall P, Lundstrom I: Physico-chemical considerations of titanium as a biomaterial. *Clin Mater* 1992;9(2):115-134.
140. Thorstenson GA: Ein systematischer Überblick über Gleitwiderstände an kieferorthopädischen Apparaturen. *Inf Orthod Kieferorthop* 2007;39(01):1-5.

141. Thorstenson GA, Kusy RP: Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;121(5):472-482.
142. 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* 2002;122(3):295-305.
143. Thorstenson GA, Kusy RP: Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 2003;73(4):418-430.
144. Tidy DC: Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;96(3):249-254.
145. Tselepis M, Brockhurst P, West VC: The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106(2):131-138.
146. Unitek M: Perfect combination of Strength and Beauty: 3M Unitek; 2010.
147. Vaughan JL, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Currier GF: Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;107(1):20-27.
148. Voudouris JC, Schismenos C, Lackovic K, Kufinec MM: Self-ligation esthetic brackets with low frictional resistance. *Angle Orthod* 2010;80(1):188-194.
149. Weiß C.: *Basiswissen Medizinische Statistik*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag 2013.
150. Williams CL, Khalaf K: Frictional resistance of three types of ceramic brackets. *J Oral Maxillofac Res* 2013;4(4):e3.
151. 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 Dentofacial Orthop* 1996;109(1):50-56.
152. Yanase: Effects of sliding velocity on friction: an in vitro study at extremely low sliding velocity approximating orthodontic tooth movement. *The Angle orthodontist* 2014;84(3):451-458.
153. Zufall SW, Kennedy KC, Kusy RP: Frictional characteristics of composite orthodontic archwires against stainless steel and ceramic brackets in the passive and active configurations. *J Mater Sci Mater Med* 1998;9(11):611-620.

Danksagung

Mein Dank richtet sich an meinen Doktorvater Herrn Prof. Dr. Drescher, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie der Westdeutschen Kieferklinik, für die freundliche Überlassung des Dissertationsthemas und die Herstellung wichtiger persönlicher Verbindungen zu Fachleuten in Japan, die an der Entwicklung der in diesem Vorhaben untersuchten neuen Legierung beteiligt sind. Für seine Anleitung und seine professionellen Verbesserungsvorschläge bin ich zutiefst dankbar.

Herr Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Hönscheid hat mir unentbehrliche Hilfe bei der Vielzahl der auftretenden Fragen beim Versuchsaufbau und bei der Durchführung der Messungen gewährt. Ihm danke ich für die geduldige Unterstützung.

Herrn Dr. Hasegawa danke ich dafür, dass er sich wiederholt die Zeit nahm, mir an seiner Klinik in Japan seine Erfahrungen mit Gummetal zu vermitteln und meine diesbezüglichen Fragen immer offen zu beantworten.

Für die freundliche Bereitstellung der Drähte und Brackets bedanke ich mich bei den Firmen Dentalline, Dentaforum, Forestadent, Maruemu Works, Ormco, Rocky Mountain Morita Corporation und 3M-Unitec; mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Yamanaka für die Beantwortung meiner Fragen über das Material Gummetal.

Weiterhin bedanke ich mich herzlich bei meiner Familie. Ohne die stetige Unterstützung meiner Eltern hätte ich dieses Vorhaben niemals mit meiner kleinen aktiven Tochter fertigstellen können. Meinem Ehemann bin ich für die ständige Ermutigung und Motivation zutiefst dankbar.

Zum Schluss möchte ich meinen Freunden und Kollegen danken, die mich moralisch unterstützten und es mir nicht übelnahmen, dass ich soviel Zeit und Energie in meine Promotion steckte.