

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

Friktionsverhalten eines skelettal verankerten Distalisierungssystems

Dissertation

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

vorgelegt von
Eva Lupp
2018

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der 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. Frank Schwarz

Meiner Familie gewidmet, in tiefer Dankbarkeit

Zusammenfassung

Die Friktion zwischen Bracket und Bogen besitzt eine große klinische Relevanz und wurde in der Vergangenheit umfangreich untersucht. Mit der Einführung der Mini-Implantate wurden neue Behandlungsgeräte entwickelt, bei denen ebenfalls Friktion zwischen den Führungselementen auftritt. Ziel der Arbeit war es, die Friktion zwischen den Führungselementen einer implantat-gestützten Distalisationsapparatur zu analysieren.

In einer experimentellen Messanordnung wurden insgesamt fünf unterschiedliche Führungselemente in Kombination mit Edelstahl- und TMA-Drähten untersucht. Bei den Edelstahldrähten wurden vier, bei den TMA-Drähten zwei Durchmesser vermessen. Dabei wurden die Friktionskräfte ermittelt, die bei Applikation dreier unterschiedlicher angulatorischer Drehmomente (10 Nmm, 25 Nmm, 50 Nmm) auftraten.

Die untersuchten Führungselemente erzeugten deutlich unterschiedlich große Friktionskräfte in Kombination mit den verwendeten Drähten. Es ergab sich ein linearer Zusammenhang zwischen dem angulatorischen Drehmoment und der gemessenen Friktion. Generell zeigten die breiteren Elemente signifikant kleinere Reibungskräfte als die schmalen Elemente. Die TMA-Drähte erzeugten signifikant größere Friktionskräfte als Edelstahldrähte. Größere Durchmesser ergaben generell höhere Friktionswerte, die Durchmesser 0.032" und 0.036", 0.036" und 0.040" sowie 0.040" und 0.045" unterschieden sich jedoch jeweils nicht signifikant. Ein zusätzlich in die Untersuchung einbezogenes Titan-Röhrchen zeigte nur in Kombination mit den TMA-Drähten signifikant größere Friktionskräfte als die Edelstahlausführung.

Die Analyse der Parameter Drehmoment, Drahtdurchmesser, Drahtlegierung und Breite der Führungselemente in Hinblick auf die aufgezeichneten Friktionskräfte erlaubte die Auswahl einer optimalen Materialkombination. Es ergab sich eine gute Überstimmung mit den aus der Literatur bekannten Zusammenhängen zwischen der Friktion und den untersuchten mechanischen Parametern.

Abstract

Friction between bracket and archwire is of major clinical relevance and has been examined comprehensively in the past. After the introduction of mini-implants into orthodontics new appliances have been developed where friction also occurs between the guiding elements. The aim of this thesis was to analyse frictional forces in an implant-borne distalisation appliance.

In an experimental setup five different guiding elements in combination with stainless steel and TMA-wires were examined. The stainless steel wires comprised four different diameters, the TMA-wires two. Frictional forces were measured during application of three different angulating moments (10 Nmm, 25 Nmm, 50 Nmm).

The guiding elements generated significantly different frictional forces when combined with the examined wires. There was a linear relationship between angulating moment and measured frictional forces. In general, wider elements generated significantly smaller frictional forces than narrow ones. TMA-wires showed higher frictional forces than stainless steel wires. Using larger wire diameters frictional forces increased significantly. However, there was no significant difference between the wire diameters 0.032" and 0.036", 0.036" and 0.040", as well as 0.040" and 0.045", respectively. An additional tube made of titanium generated significantly larger frictional forces only in combination with TMA-wires.

The analysis of the parameters angulating moment, wire diameter, wire alloy, and width of the guiding elements with respect to the generated frictional forces allowed the selection of an optimal material combination. This was in good accordance with the relationships between friction and mechanical parameters reported in the literature.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	3
2. Literaturübersicht.....	4
2.1. Konventionelle Distalisierungsapparaturen.....	4
2.2. Skelettale Distalisationssysteme.....	7
2.2.1. Der Beneslider	9
2.3. Friktion	11
2.3.1. Biomechanischer Hintergrund.....	11
2.3.2. Einfluss kieferorthopädischer Materialien und intraoraler Gegebenheiten auf die Friktion	18
3. Problemstellung	30
4. Material und Methode	31
4.1. Tubes	31
4.2. Bogenmaterial	33
4.3. Versuchsaufbau	33
4.4. Statistische Analyse.....	38
5. Ergebnisse	40
5.1. Deskriptive Statistik	40
5.1.1. Benetube groß	40
5.1.2. Benetube klein	44
5.1.3. Titantube.....	48
5.1.4. Selbstgebogenes Tube groß	51
5.1.5. Selbstgebogenes Tube klein.....	54
5.2. Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests	57
5.3. Ergebnisse der univariaten Anova und des Kruskal-Wallis-Tests	59
5.3.1. Haupteffekt Attachmenttyp	60
5.3.2. Haupteffekt Bogendimension.....	72
5.3.3. Haupteffekt Bogenmaterial	77

5.3.4. Haupteffekt Angulationsmoment.....	81
5.4. Interaktion	90
5.5. Darstellungen einzelner Messungen	92
6. Diskussion.....	94
6.1. Diskussion der Versuchsmethodik.....	95
6.2. Diskussion der eigenen Ergebnisse	98
6.3. Klinische Schlussfolgerungen	100
7. Literaturverzeichnis	102
8. Anhang.....	110
8.1. Abbildungsverzeichnis.....	110
8.2. Tabellenverzeichnis	113
8.3. Deskriptive Statistik	117
9. Danksagung	125

1. Einleitung

Die heutige Kieferorthopädie stellt nicht nur Ansprüche an Funktionalität und Komfort der verwendeten Apparaturen, sondern auch ästhetische Gesichtspunkte spielen eine Rolle.

Bei einem Platzmangel im Frontzahnsegment, im Seitenzahnbereich oder bei einer Protrusion der oberen Frontzähne kann es erforderlich sein, die oberen Molaren zu distalisieren. Hierzu werden in der Literatur verschiedene Distalisierungsapparaturen und Methoden beschrieben.^{15, 52, 58, 60, 72, 74, 85, 133}

Einige Apparaturen, wie der Headgear, müssen extraoral getragen werden und haben somit deutliche ästhetische Nachteile, auch ist der Erfolg mancher Apparaturen abhängig von der Compliance der Patienten. Mit der Einführung der skelettalen Verankerung bieten sich dem Behandler neue Möglichkeiten, mit complianceunabhängigen und äußerlich nicht sichtbaren Apparaturen zu arbeiten. Einige dieser Apparaturen beinhalten Führungselemente in Form von Tubes an den Molaren und durch diese Tubes laufende Bögen. Dies gleicht im Wesentlichen einem Aufbau aus Brackets bzw. Molarentubes und einem Bogen der Multibrackettechnik.

Schon seit langem ist bekannt, dass bei einer orthodontischen Bewegung der Zähne zwischen Attachment und kieferorthopädischem Bogen Reibung auftritt³⁰, und es gilt diese durch verschiedene Maßnahmen zu senken. In aller Regel ist nicht bekannt, wie groß die Friktionskräfte der Führungselemente einer skelettal verankerten Distalisierungsapparatur sind und welche Parameter sich auf die Höhe der Reibung auswirken. Diese Fragestellung soll in dieser *in-vitro*-Studie untersucht werden.

2. Literaturübersicht

2.1. Konventionelle Distalisierungsapparaturen

Es gibt verschiedene Distalisierungsapparaturen, die sich nach unterschiedlichen Kriterien kategorisieren lassen. Die Kriterien sind die Lokalisation, das System zur Kraftapplikation und die Art der Verankerung.

Orthodontische Zahnbewegungen werden durch Kräfte und Drehmomente bewirkt.³² Physikalisch gesehen ist Kraft eine Einwirkung eines Körpers auf einen anderen Körper, wodurch es zu dessen Bewegungsänderung kommt. Im internationalen Einheitssystem (SI) ist die Basiseinheit der Kraft Newton (N) und neben dem Betrag hat sie auch eine Richtung.¹²⁵ Erscheinungen, die im Zusammenhang mit Kraft auftreten, lassen sich mit Hilfe der drei Newtonschen Axiome beschreiben.¹²⁶

Das dritte Newtonsche Axiom ist wichtig bei der Planung orthodontischer Zahnbewegungen. Dieses Gesetz besagt, dass Kräfte immer paarweise auftreten. Das bedeutet, in dem Moment, wo ein Körper auf einen anderen Körper eine Kraft appliziert, wirkt auf ihn selber eine auch eine Kraft. Die Richtung dieser Kraft ist entgegengesetzt, die Größe der Kraft ist aber gleich. Dieses Gesetz wird als „actio = reactio“ beschrieben.¹²⁶

Das heißt, wenn eine orthodontische Bewegung mittels einer Kraft an bestimmten Zähnen erreicht werden soll, wirkt je nach Apparatur eine betragsmäßig gleiche, reaktive Kraft auf andere Zähne ein, die dann ebenfalls bewegt werden. Kieferorthopädische Verankerung ist die Unterdrückung dieser unerwünschten Zahnbewegungen, obwohl Kräfte auf die Zähne einwirken. Die Verankerung bei der Distalisierung von Molaren muss sorgfältig geplant werden, da es bei Nichtbeachtung zu unerwünschten Zahnstellungsänderungen kommen kann.²³

Die verschiedenen Distalisierungsapparaturen können sowohl extraoral als auch intraoral verankert sein.

Die bei Anwendung des Headgears entstehenden reaktiven Kräfte werden extraoral, je nach Dysgnathie, auf den Nacken oder den Hinterkopf übertragen. Der Headgear wurde erstmals 1953 von Kloehn⁷⁴ beschrieben. Nachteile bei der Anwendung des Headgears sind in der Ästhetik und in der Complianceabhängigkeit zu sehen. Bauer und Diedrich führten 1990 eine Befragung von erwachsenen Patienten durch, die ergab, dass nur 39% der Erwachsenen bereit wären einen Headgear nachts zu tragen, 28% würden auch nachmittags tragen und 18% der Erwachsenen gaben an, gar keinen Headgear tragen zu wollen.⁸ Laut einer Studie von Rebholz und Rakosi kommt es zu Beanspruchung der Halswirbelsäule durch den Headgearzug. Dies kann zu Irritationen der dort vorhandenen Strukturen, wie Nerven und Gefäßen führen. Einige Patienten hatten laut dieser Studie Kopf- und Nackenschmerzen durch Verwendung des Headgears.¹⁰⁴

Im Gegensatz zu Headgear sind intraoral verankerte Apparaturen complianceunabhängig. Die intramaxillär verankerten Distalisierungsapparaturen übertragen die reaktiven Kräfte auf Strukturen der Maxilla. Die intramaxilläre Verankerung erfolgt dabei dental, über einen Nance-Button, skelettal oder über eine Kombination der genannten Möglichkeiten. Es gibt sowohl vestibulär, als auch palatinal lokalisierte intramaxillär verankerte Distalisierungssysteme.

Ein Beispiel für ein vestibulär lokalisiertes intramaxilläres Distalisierungssystem ist die Jones-Jig-Apparatur. Diese wurde 1992 von Jones und White⁶⁰ vorgestellt. Die aktive Einheit, das heißt die Kraft ausübende Einheit der Jones-Jig Apparatur, ist vestibulär lokalisiert. Die Kraftübertragung erfolgt mittels einer komprimierten NiTi-Feder, die sich mesial eines bukkalen Molarentubes befindet. Die Verankerung erfolgt über eine modifizierte Nance-Apparatur.⁶⁰

Eine ähnlich aufgebaute Apparatur wurde 1991 von Itoh et al. beschrieben. Hier erfolgt die Kraftapplikation allerdings mittels sich abstoßender Magneten.⁵⁸

Bei den palatinal lokalisierten intramaxillären Distalisierungsapparaturen kann unterschieden werden in Druckfeder- und Pendelfedersysteme. Palatinale Distalisierungsapparaturen, bei denen die reaktiven Kräfte auf andere Zähne bzw. auf die Gaumenschleimhaut mittels eines Nance-Button übertragen werden, sind zum Beispiel die Standard-Pendulumapparatur⁵² und der Distal-Jet¹⁵.

1992 beschrieb Hilgers die Standard-Pendulumapparatur⁵², welche ein Beispiel für ein Pendelfedersystem ist. Die Verankerung der konventionellen Standard-Pendulumapparatur erfolgt über dentale Abstützung an Prämolaren und eine Abstützung auf der Gaumenschleimhaut mittels Nance-Pelotte. Die Aktivierung erfolgt über sogenannte Pendelfedern, die über Molarenbänder mit den Molaren verbunden sind. Dieses System ermöglicht eine reibungsfreie Distalisierung der Molaren.⁵²

Der Distal-Jet, welcher 1996 von Carano und Testa¹⁵ beschrieben wurde, ist ein Beispiel für ein Druckfedersystem. Der Distal-Jet unterscheidet sich von der Standard-Pendulumapparatur insofern, dass die Aktivierung über zwei komprimierte NiTi-Druckfedern erfolgt und von der Jig-Jones-Apparatur insofern, dass sich die aktive Einheit palatinal befindet.¹⁵

Kinzinger et al.⁷³ verglichen in einer Studie 2008 die Effizienz verschiedener palatinal lokalisierter Distalisierungsapparaturen. Laut dieser Studie ermöglichten alle untersuchten Apparaturen eine Distalisation der Molaren. Als Nebenwirkung der Distalisation kommt es zu einer allerdings zu einer Distalkippung der Molaren, welche besonders ausgeprägt bei der Verwendung der Standard-Pendulumapparatur von Hilgers war. Die Distalisation der Molaren mittels Pendulum erfolgt zwar reibungsfrei, durch die fehlende körperliche Führung der Molaren können diese aber stärker kippen. Der palatinal gelegene Distal-Jet scheint laut dieser Studie im

Vergleich zu der Jig-Jones Apparatur effizienter in Bezug auf die zu erreichende Distalisationsstrecke der Molaren zu sein.⁷³

Es kommt laut Kinzinger et al. bei der Anwendung der verschiedenen konventionell verankerten Distalisierungsapparaturen zu einem Verankerungsverlust sowohl im Bereich der Schneidezähne, als auch im Bereich der Prämolaren, wobei der Verankerungsverlust im Bereich der Schneidezähne größer ist.⁷³

2.2. Skelettale Distalisationssysteme

Um dem oben beschriebenen Verankerungsverlust entgegenzuwirken, wurden skelettal verankerte Distalisierungssysteme beschrieben. Skelettal verankerte Distalisationssysteme übertragen die reaktiven Kräfte auf im Knochen inserierte Schrauben.

Wichtige Verankerungselemente sind in diesem Zusammenhang:

- das Orthosystem¹³⁰
- Mini-Implantate^{44, 96, 134}

1996 beschrieben Wehrbein et al. das „Orthosystem“. Dieses System besteht aus einem Titan-Implantat, das im Gaumen inseriert wird, und einem Abutment mit Klemmkappe zur Aufnahme kieferorthopädischer Bögen. Mittels Orthosystem besteht die Möglichkeit der skelettalen Verankerung im Gaumen. Nachteil ist, dass die Insertion des Gaumenimplantates eine Präparation eines Implantatlagers erfordert. Außerdem wird eine Einheilphase benötigt, bevor das Gaumenimplantat mit kieferorthopädischen Kräften belastet werden kann.¹³⁰

1997 wurden von Kanomi die Mini-Implantate beschrieben.⁶⁵ Kieferorthopädische Mini-Implantate haben eine Länge von 5-14 mm und einen Durchmesser von ca. 1-2 mm und sind aus einer Titan-Legierung. Der Vorteil der Mini-Implantate ist im Vergleich zum Gaumenimplantat, dass keine Präparation eines Implantatlagers benötigt wird und Mini-Implantate

sofort nach Insertion belastet werden können. Zur einfacheren Entfernung besitzen sie eine glatt polierte Oberfläche.¹³⁴

Zur Distalisation der oberen Seitenzahnsegmente können die Mini-Implantate vestibulär oder palatinal inseriert werden.

Bei einer vestibulären Insertion besteht zum einen die Möglichkeit einer direkten Verankerung, das heißt über eine direkte Zugmechanik zum Mini-Implantat wird eine Distalisierung erreicht. Außerdem besteht die Möglichkeit einer indirekten Verankerung, das heißt, eine Verankerung der Zähne mittels des Mini-Implantates, auf die die reaktiven Kräfte aufgebracht werden, um so eine Positionsstabilität dieser Zähne zu erreichen. Nachteil der vestibulären interradikulären Insertion ist die Begrenzung der Bewegungsstrecke der dem Mini-Implantat benachbarten Zähne auf 1-1,5 mm, da es bei größeren Strecken zu einem Kontakt zwischen Wurzel und Implantat kommen könnte. Ein Nachteil ist auch, dass die Wurzelverhältnisse eine vestibuläre Insertion unmöglich machen können.¹³² Der retromolare Raum ist aufgrund der dicken Schleimhaut und der schlechten Knochenqualität für eine Insertion weniger gut geeignet.¹³⁵ Aufgrund der guten Knochenqualität, der Lage der Schraube in der befestigten Mukosa und der damit verbundenen geringen Verlustrate hat sich besonders die Insertion im anterioren Gaumen bewährt. Zudem besteht kein Risiko Zahnwurzeln zu beschädigen. Der Abstand zu den Zahnwurzeln hat außerdem den Vorteil, dass die Molaren ohne vorangegangene Nivellierung der restlichen Zähne distalisiert werden können.¹³²

Sowohl Pendelfedersysteme als auch Druckfedersysteme können statt konventionell auch skelettal verankert werden. Ein Beispiel für ein Pendelfedersystem ist das Pendulum K, welches erstmals im Jahr 2000 von Kinzinger vorgestellt wurde.⁷² Es stellt eine Modifikation der Standard-Pendulumapparatur von Hilgers dar und kann sowohl konventionell als auch skelettal über ein Gaumenimplantat verankert werden. Diese Apparatur beinhaltet neben den Pendelfedern zusätzlich eine Distalschraube,

um eine translatorische Bewegung der Molaren zu erreichen. Die Distalisierung erfolgt auch bei dieser Apparatur reibungsfrei.⁸⁵

2.2.1. Der Beneslider

Stellvertretend für alle palatinal skelettal verankerte Distalisierungsapparaturen, deren aktive Einheit ein Druckfedersystem ist, wird im Folgenden der Beneslider beschrieben.

Der Beneslider wurde 2010 vorgestellt.^{133, 136, 132} Mit ihm wird eine, von der Patientenmitarbeit unabhängige, Distalisierung der Molaren ermöglicht. Mittels Beneslider kann eine nahezu körperliche Bewegung der Molaren erreicht werden, mit einer durchschnittlichen Kippung der bewegten Molaren von weniger als 2 Grad.¹³³ Studien mit anderen Mechaniken weisen eine Molarenkipfung mit bis zu 20 Grad auf.⁷² Anteile des Benesliders sind ein Abutment bei Verwendung eines Mini-Implantats oder eine Beneplate bei Verwendung von zwei Mini-Implantaten, sowie zwei Druckfedern, zwei Aktivierungsreitern und zwei Benetubes. Abbildung 1 und Abbildung 2 veranschaulichen den genannten Aufbau.

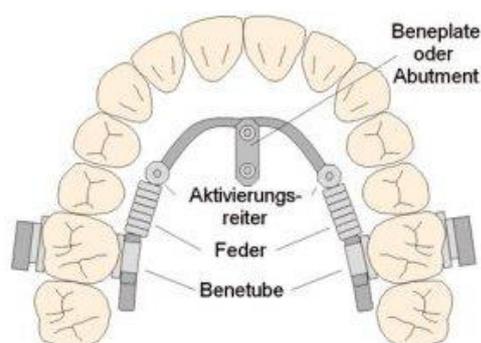


Abbildung 1: Beneslider¹³²

Abbildung 2: Beneslider intraoral¹³²

Der Beneslider kann sowohl direkt im Mund angepasst werden, als auch im Labor hergestellt werden. Zur Schutz vor Verlust eines Implantats und

zur Vermeidung von Kippungen können zwei Implantate in Belastungsrichtung inseriert werden.¹³²

Nach Insertion der Mini-Implantate können ein Abutment bzw. eine Beneplate aufgeschraubt und der Bogen angepasst werden. Der Bogen verläuft distal durch die Benetubes, die an Bändern auf den ersten oder wenn die Weisheitszähne durchgebrochen sind, auf den zweiten Molaren befestigt werden. Die Benetubes werden hierzu mit ihrer Retention von mesial in die Palatinalschlösser der Bänder geschoben. Anschließend kann die Druckfeder mit Hilfe des Reiters komprimiert und in diesem Zustand befestigt werden. Es ergibt sich so eine nach distal gerichtete Kraft auf den Molaren, welche von sagittal betrachtet nahezu durch das Widerstandszentrum verläuft. Dabei wird meist eine Feder mit einer Kraft von 2,4 N verwendet. Da es hierdurch aber zu einer relativ langen Distalisierungszeit von 8-10 Monaten kommt, ist es bei Erwachsenen auch möglich, eine Feder mit einer Kraft von 5 N zu verwenden.¹³²

Wilmes et al. stellten eine Lockerungsquote von 3,9% der Mini-Implantate, die in Kombination mit dem Beneslider verwendet wurden, fest.¹³⁷

Aufgrund des Aufbaues des Benesliders kommt es bei Bewegung der Molaren zu einem Reibungskonflikt, also zu Friktion zwischen dem verwendeten Bogen und dem jeweiligen Attachment.

2.3. Friktion

2.3.1. Biomechanischer Hintergrund

Friktion bedeutet Reibung zwischen zwei einander berührender Körper. Reibung kommt dadurch zustande, dass es zwischen zwei sich berührenden Oberflächen zu Anziehungskraft auf molekularer Ebene kommt. Je stärker die Oberflächen aneinander gepresst werden, das heißt je höher die Normalkraft ist, desto höher ist die Reibungskraft.¹²³

Die Reibungskraft wird über die folgende Gleichung beschrieben:

$$F_R = \mu \cdot F_N$$

(F_R =Reibungskraft, μ =Reibungskoeffizient, F_N =Normalkraft)

Erhöht sich die Normalkraft und/oder der Reibungskoeffizient, erhöht sich auch die Reibungskraft.¹²³

Reibung kann unter anderem unterteilt werden in Haftreibung und Gleitreibung. Haftreibung F_h liegt vor, wenn Oberflächen sich berühren. Durch die Haftreibung wird zunächst verhindert, dass die Oberflächen aneinander vorbeigleiten. Haftreibung wirkt zum Beispiel zwischen der Oberfläche eines Gegenstands, der auf dem Boden steht und sich nicht bewegt, zwischen dem Teil des Gegenstandes, der den Boden berührt und dem Boden. Hierbei gibt es eine maximale Haftreibungskraft $F_{h,max}$. Versucht man den Gegenstand mit einer anschiebenden horizontalen Kraft F , die unter dem Betrag der maximalen Haftreibungskraft $F_{h,max}$ liegt zu bewegen, bewegt sich der Gegenstand nicht. Die zwischen Gegenstand und Boden befindliche Haftreibung F_h verhindert dies, solange bis der Betrag der anschiebenden Kraft F größer wird, als der Betrag der maximalen Haftreibung $F_{h,max}$. Übersteigt der Betrag der anschiebenden Kraft F den Betrag der Haftreibung $F_{h,max}$ beginnt der Gegenstand sich über den Boden zu bewegen. Der maximale Betrag der Haftreibung $F_{h,max}$ ist proportional ab-

hängig von der Höhe der Normalkraft, das heißt je höher der Betrag der Normalkraft, desto höher ist auch der maximale Betrag der Haftreibung $F_{h,max}$. Für jede Materialkombination gibt es einen Haftreibungskoeffizienten, die Proportionalitätskonstante μ_h , die abhängig von den jeweiligen Materialien ist.¹²³

Die Haftreibung lässt sich über die folgende Gleichung beschreiben:

$$F_{h,max} = \mu_h \cdot F_N$$

($F_{h,max}$ =Maximalbetrag der Haftreibung, μ_h = Proportionalitätskonstante, F_N =Normalkraft)

Auch hier gilt, je höher der Betrag der Normalkraft und/oder des Haftreibungskoeffizienten, desto höher der Betrag der maximalen Haftreibung.¹²³

Wie oben geschrieben, bewegt sich der Gegenstand über den Boden, wenn der Betrag der anschiebenden, horizontalen Kraft größer ist als der Betrag der maximalen Haftreibung. Zwischen beiden Gegenständen wirkt dann die sogenannte Gleitreibungskraft F_g .

Die Gleitreibung wird über die folgende Gleichung beschrieben:

$$F_g = \mu_g \cdot F_N$$

(F_g =Betrag der Gleitreibungskraft, μ_g =Proportionalitätskonstante, F_N =Normalkraft)

Wie die Haftreibung, ist auch die Gleitreibungskraft abhängig von der Proportionalitätskonstante bzw. dem Gleitreibungskoeffizienten μ_g der jeweiligen Materialien sowie von der Normalkraft F_N . Auch hier gilt, je höher die Werte der Proportionalitätskonstante und der Normalkraft, desto höher die

Gleitreibungskraft. Die Gleitreibungskraft ist unabhängig von der anschließenden, also horizontalen Kraft, das heißt, sobald sich der Gegenstand bewegt, bleibt die Gleitreibungskraft konstant. Die Kraft, die man benötigt einen Gegenstand in Bewegung zu setzen ist immer höher als die Kraft, die benötigt wird um diesen in Bewegung zu halten. Das bedeutet, der Gleitreibungskoeffizient ist unabhängig von den Materialien immer kleiner als der Haftreibungskoeffizient.¹²³

Es kommt im Falle einer orthodontischen Bewegung zu Reibung zwischen Attachment, Ligatur und Bogen aufgrund der sich berührenden Materialien und des Anpressdrucks der Ligatur. Wird der Bogen bei der Nivellierung ausgelenkt, berührt er drei Stellen im Slot punktuell und es kommt durch das Rückstellvermögen des Bogens zu einem Klemmeffekt, den man „Binding“ nennt. Wird der Bogen im Zuge dessen deformiert, kann dies dazu führen, dass der jeweilige Zahn sich nicht mehr bewegt. Diese Deformierung nennt man „Notching“.⁸⁶

Außerdem kommt es bei einer sagittalen Bewegung eines Zahnes zu der sogenannten „kippmomentinduzierten Friktion“.³² Zähne sind nicht frei beweglich wie ein Gegenstand, der auf einem Boden steht, sondern sie sind über das parodontale Ligament mit dem Knochen verbunden. Das Widerstandszentrum der Zähne liegt im Bereich der Wurzel. Aufgrund der Tatsache, dass ein Bracket nur auf der Zahnkrone befestigt werden kann, sich aber das Widerstandszentrum des Zahnes im Bereich der Wurzel befindet, generiert die aufgebrachte Kraft am Bracket zusätzlich ein Drehmoment auf den Zahn. Durch das Drehmoment kommt es neben der gewünschten Bewegung auch zu einer Kippung des Zahnes. Durch die Kippung wird der Bogen im Slot ausgelenkt und bekommt Kontakt zu den Kanten des Slots. Da der Bogen elastisch ist, ist er bestrebt, in seine Ausgangsposition zurückzukehren und richtet den Zahn somit wieder auf. Im Anschluss wiederholt sich der Ablauf. Aufgrund dieser Tatsache kommt es zur „kippmomentinduzierten Friktion“, die ebenfalls Bedeutung für den

Reibungswiderstand hat.³² Abbildung 3 und Abbildung 4 sollen dies veranschaulichen.

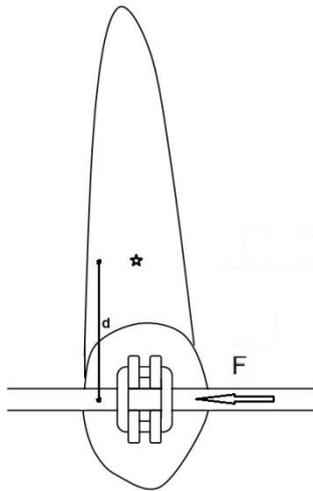


Abbildung 3: Schematische Darstellung Eckzahn mit Bracket und Bogen vor Krafteinwirkung (d=Abstand Bracket-Widerstandszentrum, F=einwirkende horizontale Kraft)

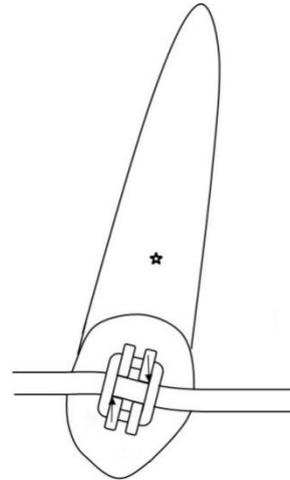


Abbildung 4: Schematische Darstellung Eckzahn mit Bracket und Bogen. Kippung des Zahnes nach Krafteinwirkung

Auf Abbildung 3 befindet sich der Kraftansatzpunkt am Bracket und man erkennt den Abstand „d“ dieses Kraftansatzpunktes zum Widerstandszentrum, lokalisiert in der Wurzel des Zahnes. Hierdurch kommt es zu einem Drehmoment, welches sich mit Hilfe der Formel „ $M = F \times d$ “ (M = Drehmoment, F = am Bracket wirkende horizontale Kraft, d = Abstand Kraftansatzpunkt – Widerstandszentrum Zahn) berechnen lässt.³¹ Aufgrund des Drehmoments kippt der Zahn, wie auf Abbildung 4 zu erkennen. Durch diese Kippung kommt es an zwei Stellen zu einer vermehrten Anlagerung des Brackets an den Bogen.^{31, 32} Diese Stellen sind mittels Pfeilen markiert.

Betrachtet man den Aufbau des Benesliders in der Sagittalebene, verläuft, wie oben beschrieben, die distalisierende Kraft nahezu durch das Widerstandszentrum des Molaren und es kommt nur zu einer geringen Kippung

des Zahnes.¹³² Allerdings kommt es bei der Distalisierung zu einer Mesialrotation des Molaren, da von okklusal aus gesehen die Kraftwirkungslinie exzentrisch verläuft. Durch diesen Abstand wird ebenfalls ein Drehmoment auf den Zahn generiert.

Wirkt zum Beispiel eine distalisierende Kraft von 2 N auf ein Tube ein und der Abstand zu Widerstandszentrum beträgt 10 mm, wird nach der oben genannten Formel $M = F \times d$ auf den Zahn ein Drehmoment von 20 Nmm generiert. Dies hat neben der Distalisierung eine Rotation des Zahnes nach mesial zur Folge. Hierdurch kommt es ebenfalls zu einer vermehrten Anlagerung des Tubes an zwei Stellen an den Bogen. Die Abbildung 5 bis Abbildung 8 veranschaulichen dies.

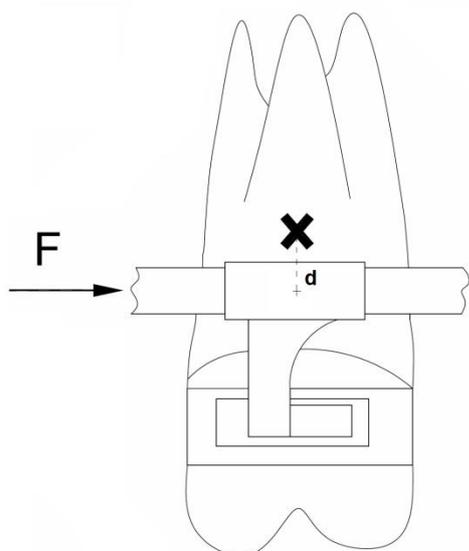


Abbildung 5: schematische Darstellung
Attachment Beneslider in der
Sagittalebene (F =einwirkende
Kraft, d = Abstand zum
Widerstandszentrum)

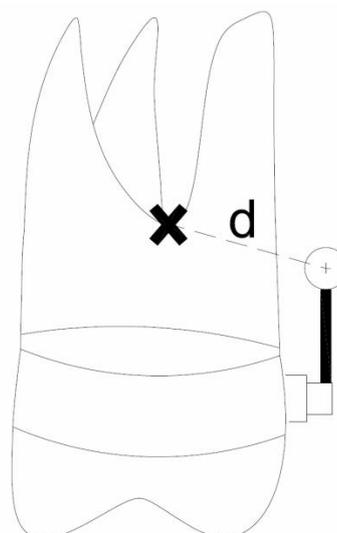


Abbildung 6: schematische Darstellung
Attachment Beneslider in der
Frontalebene (d =Abstand zum
Widerstandszentrum)

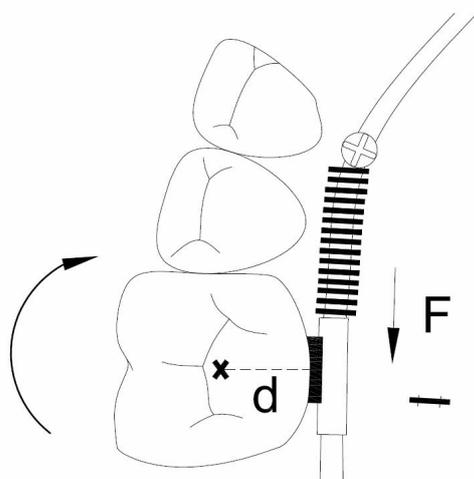


Abbildung 7: schematische Darstellung
Attachment Beneslider in der
Okklusalebene (F =einwirkende
Kraft, d = Abstand zum
Widerstandszentrum)

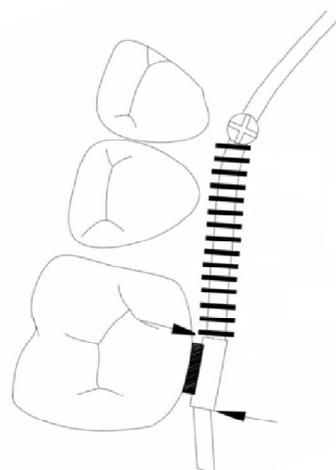


Abbildung 8: schematische Darstellung
Attachment Beneslider nach
Krafteinwirkung

Abbildung 5 zeigt den Molaren in der Sagittalebene. Da die Kraftwirkungslinie von sagittal betrachtet nahezu durch das Widerstandszentrum verläuft, wird kein oder nur ein geringes Drehmoment erzeugt und es kommt zu einer nahezu translatorischen Bewegung des Zahnes. Abbildung 6 und Abbildung 7 zeigen den Molaren in der Frontal- bzw. der Okklusionsebene. Hier erkennt man den Abstand d zwischen Widerstandszentrum des Molaren und Kraftansatzpunkt am Tube. Wie auf Abbildung 8 zu erkennen, wird der Zahn zum einen nach distal bewegt, rotiert aber gleichzeitig nach mesial. Es kommt wie im oben beschriebenen Fall des Brackets zu einer vermehrten Anlagerung des Tubes an den Bogen an zwei Stellen. Diese Stellen sind mittels Pfeilen markiert. Aufgrund dessen kommt es auch bei diesem Distalisierungssystem zu einer zusätzlichen Friktion an den Tubekanten.

Durch Friktion wird die Bewegung zwischen Attachment und Bogen gehemmt. Das Problem hierbei ist, dass für die Überwindung der durch die Reibung auftretenden Bewegungshemmung mindestens 50% der eingesetzten Kraft verloren gehen können.^{29, 30} Daraus resultiert, dass es aufgrund der Friktion eventuell zu keiner oder nur zu einer geringeren Zahnbewegung als gewünscht kommt. Da die aufgewendete Kraft aber nicht nur auf die zu bewegenden Zähne wirkt, sondern im Sinne „actio = reactio“ in gleicher Höhe auf die Verankerung, kann eine Erhöhung der orthodontisch wirksamen Kraft zu einer ungewollten Belastung der Verankerung bzw. zu einem Verankerungsverlust führen.¹¹⁴ Das heißt, es kommt zu unerwünschten Zahnbewegungen oder anderen Nebenwirkungen, je nachdem wie das kieferorthopädische System verankert ist.

2.3.2. Einfluss kieferorthopädischer Materialien und intraoraler Gegebenheiten auf die Friktion

In der Literatur werden verschiedene Faktoren beschrieben, die bei der kieferorthopädischen Therapie einen Einfluss auf die Friktion haben. Dazu zählen unter anderem:

- Angulation
- Bracketbreite
- Interbracketdistanz
- Bogendimension
- Drahtquerschnitt
- Bogenmaterial
- Bracketmaterial
- Art und Weise des Einligierens
- Ligaturenmaterial
- individuelle intraorale Gegebenheiten

Die meisten Autoren sind sich einig, dass ein größer werdendes Kippmoment, bzw. eine größer werdende Angulation zwischen Bracket und Bogen den Reibungswiderstand unabhängig von Drahtdimensionen oder verwendeten Materialien deutlich erhöht. Andreasen und Quevedo stellten 1970 fest, dass eine erhöhte Kippung eines Zahnes im Verhältnis zu seinen Nachbarzähnen die Friktion erhöht.² Auch von anderen Autoren wurde in verschiedenen Untersuchungen bei verschiedenen Brackets und Bögen mit zunehmender Kippung des Brackets gegen den Bogen eine ansteigende Reibungskraft gefunden.^{30, 32, 40, 113, 115} Eine Erklärung hierfür lieferte eine Studie von Ho und West, in der beschrieben wird, dass je höher die Angulation ist, desto größer die Kontaktkraft zwischen Bracket und Bogen und damit auch die Friktion ist.⁵³

Die These, dass die Friktion mit steigender Angulation ansteigt, wird in der Literatur von vielen Autoren bestätigt.^{5, 17, 21, 22, 59, 77, 92, 99, 103, 121, 122, 127}

Um die Kippung des zu bewegenden Zahns zu minimieren, setzten Drescher et al. eine Aufrichtefeder ein. Diese zeigte in ihren Untersuchungen eine gute Verminderung der Friktion. Voraussetzung hierfür ist aber, dass Antikipp- und Antirotationsmoment richtig eingeschätzt werden, um zu vermeiden, dass die Wurzel des zu bewegenden Zahns in Bewegungsrichtung verlagert wird und der Zahn nicht mehr bewegt werden kann.³¹

Die Bracketbreite war mit einer der ersten Faktoren, die im Zusammenhang mit Friktion im Bracket-/Bogenkomplex untersucht wurde. Andreasen und Quevedo kamen 1970 in ihren Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass die Breite der Brackets im Friktionsgeschehen eine unbedeutende Rolle spielt.² Frank und Nikolai⁴⁰ sowie Muirhead⁸⁹ berichteten aufgrund ihrer Untersuchungen 1980, dass sich die Friktion mit zunehmender Breite des jeweiligen Brackets erhöht. Das heißt, laut ihren Thesen erzeugen breitere Brackets eine höhere Friktion. Grund hierfür könnte die in ihren Versuchen fest eingestellte Angulation der Brackets sein. Laut der Studie von Frank und Nikolai⁴⁰ haben Bracketbreite und Ligaturkraft auch nur einen großen Einfluss bei keiner oder geringer Angulation. Bei stärkerer Kippung des Brackets gegen den Bogen ist dies für die Friktion der dominierende Faktor.⁴⁰ Auch Kapila et al. fanden in ihren Versuchen 1990 für schmale Brackets geringere Reibungswerte als für breite Brackets. Sie begründeten dies damit, dass die Ligatur über den breiteren Brackets stärker gedehnt wird und damit eine höhere Kraft auf den Bogen erzeugt.⁶⁶

Dies wurde von anderen Autoren widerlegt. 1989 fand Tidy in einer Studie heraus, dass die Friktion umgekehrt proportional zur Bracketbreite ist.¹²² Dies steht im Einklang mit den von Drescher et al.^{29, 30, 31, 32} publizierten Untersuchungen. Die Autoren berichteten von einer linearen Abhängigkeit zwischen Bracketbreite und Friktion, das heißt die Reibung im Bracket Bogen-Komplex sinkt proportional zur Vergrößerung der Bracketbreite.

Schlegel stellte 1996 die Theorie auf, dass nicht die Breite des Brackets entscheidend für die Friktion ist, sondern die Länge des Slots.¹⁰⁸ Dies besitzt auch Gültigkeit für andere Studien, da mit Bracketbreite auch in an-

deren Studien nicht das komplette Bracket, sondern die Breite des Slots gemeint ist, der Teil des Brackets, der die Kontaktfläche des Bogens darstellt.

Von Frank und Nikolai wurde außerdem der Einfluss der Interbracketdistanz auf die Friktion untersucht. Sie fanden nur eine kleine Auswirkung auf die Friktion.⁴⁰ Schumacher et al.¹¹² untersuchten ebenfalls die Auswirkung auf den reibungsbedingten Kraftverlust bei Mesialisierung eines endständigen Molaren durch Halbierung der Interbracketdistanz und damit verbundene Erhöhung der Bogensteifigkeit. Im Vergleich zum Bogen mit halber Interbracketdistanz wurde ein .016" x .022"- Standard-Stahl-Bogen und ein Bogen mit partieller Verdopplung verwendet. Zur partiellen Verdopplung wurde zur Verstärkung des Bogens ein Teilbogen auf den Hauptbogen aufgeschweißt, um dessen Bogensteifigkeit in diesem Bereich zu erhöhen. Hiermit sollte der Einfluss der Bogensteifigkeit auf die Friktion ermittelt werden. Die durch die partielle Verdopplung erhöhte Drahtsteifigkeit senkte den reibungsbedingten Kraftverlust allerdings nur unbedeutend. Die Halbierung der Interbracketdistanz erhöhte die Friktion etwas mehr als die partielle Verdopplung des Bogens den Reibungswiderstand erhöhte. Insgesamt wurde nur ein geringer Unterschied bei den Bögen in Bezug auf den reibungsbedingten Kraftverlust festgestellt.¹¹²

Nicht nur die Breite des Brackets bzw. die Länge des Slot wurden im Zusammenhang mit Friktion untersucht, sondern auch das Ausmaß des Bogens bzw. die Bogendimension.

Der Einfluss der Bogendimension wird in der Literatur ebenfalls kontrovers diskutiert.

Nur wenige Studien deuten darauf hin, dass eine größere Bogendimension zu einem geringeren Reibungswiderstand führt. Baker und Nieberg⁷ 1987 und Ireland⁵⁷ et al. 1991 fanden in ihren Studien eine geringere Friktion für Bögen mit größerem Durchmesser. Baker und Nieberg geben als mögliche Ursache hierfür an, dass in ihrer Studie ein .020 inch Rundbogen verwendet wurde, der slotfüllender im .022 inch Bracket ist als die beiden

anderen getesteten Bögen mit 0.018x0.025 inch und 0.018 inch Bogen. Der Bogen hat damit weniger Spielraum im Bracket und verursacht eine größere Rotations- und Kippmomentkontrolle. Hierdurch kommt es zu geringerer Kippung des Brackets und damit eventuell zu weniger Friktion.⁷

Peterson et al. kamen aufgrund ihrer Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass bei Gebrauch von Nitinolbögen die unterschiedlichen Bogendimensionen die Friktion nur wenig beeinflussen.⁹⁷ Auch Tidy kam zum Ergebnis, dass Bogen und Slotdimension lediglich geringen Einfluss auf den Reibungswiderstand haben.¹²²

Dies steht im Gegensatz zu den Ergebnissen der meisten anderen Autoren. Andreasen², Frank und Nikolai⁴⁰ publizierten, dass die Friktion mit steigendem Drahtquerschnitt ebenfalls ansteigt. Laut Frank und Nikolai in direkter, aber nicht linearer Weise. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen von Drescher et al.³² und Schumacher et al.¹¹⁰. Schumacher et al fanden zudem niedrige Friktionswerte für verseilte Drähte. Sie untersuchten auch, ob eine Erhöhung der Bogenstabilität bzw. der Drahtsteifigkeit zu einer Erhöhung der Friktion führt. Dies schien aber weniger von Bedeutung zu sein. Der vertikale Drahtquerschnitt schien von großer Bedeutung zu sein, was auch Drescher et al. in späteren Studien bestätigten.^{29, 30, 112} Aufgrund einer größeren vertikalen Bogendimension erhöht sich auch die vertikale Anlagerungskraft, die bei der Angulation des Zahnes auftritt und damit auch die Friktion. Auch in weiteren Studien wurde eine steigende Friktion mit Erhöhung der Bogendimension gefunden.^{3, 10, 28, 54, 63, 66, 76, 94, 129}

In der Kieferorthopädie werden sowohl Kant- als auch Rundbögen verwendet. Mehrere Autoren berichten, dass Kantbögen eine höhere Friktion verursachen als Rundbögen.^{3, 24, 94, 99, 120, 128}

Eine Möglichkeit, die Friktion zu beeinflussen, scheint die Verrundung der Kanten bei rechteckigen Bögen zu sein. Hiermit wäre eine Möglichkeit gegeben, die Friktion auch partiell am Bogen zu senken.^{111, 120}

Wie oben beschrieben, gibt es für jede Materialkombination einen Haftreibungskoeffizienten, der abhängig von den jeweiligen Materialien und der Temperatur ist. Die meisten Autoren sind sich einig, dass das Material des Bogens und das Material des Brackets eine Rolle im Friktionsgeschehen spielt.

Die gängigsten Drahtmaterialien in der kieferorthopädischen Praxis sind Edelstahl (SS), Nitinol (NiTi), Titan-Molybdän-Alloy (TMA) und Kobalt-Chrom (Co-Cr).

Die Bogenmaterialien unterscheiden sich in ihren Friktionswerten, meist werden bei Stahl die geringsten^{3, 9, 16, 24, 29, 32, 43, 57, 66, 110, 122} und bei TMA-Bögen die höchsten Werte^{14, 28, 92} gemessen. Die Friktionswerte von TMA liegen zum Teil dreimal so hoch wie die Werte von Stahl.^{30, 32}

Laut einer Studie von Tidy¹²² erzeugen Nitinolbögen einen zweimal so hohen Reibungswiderstand wie Edelstahlbögen und TMA einen fünfmal so hohen Reibungswiderstand wie Edelstahlbögen. Er gibt an, dass das Bogenmaterial, und weniger die Bogendimension, verantwortlich ist für den Kraftverlust durch die Reibung. Aus diesem Grund sollte Stahlbögen der Vorzug vor Nitinol- und TMA-Bögen gegeben werden.

Kapila et al. 1990 maßen in ihren Untersuchungen mit verschiedenen breiten Brackets bei den meisten Bogendimensionen höhere Friktionswerte für TMA und für Nitinolbögen als für Edelstahlbögen und Kobalt-Chrom-Bögen.⁶⁶ Dies steht im Einklang mit einer Studie von Vaughan et al. Sie fanden für die meisten Bogendimensionen bei Stahl und Kobalt-Chrom-Bögen eine geringere Friktion als für TMA und Nitinol Bögen.¹²⁸

Nur wenige Autoren publizierten andere Ergebnisse. Kusy und Proski fanden für TMA-Bögen weniger Reibung als für Stahl.^{81, 101} Laut Peterson hat Nitinol im Vergleich zu Stahl eine geringere Friktion.⁹⁷ Cacciafesta fand keine signifikanten Unterschiede zwischen Edelstahl und Nitinol.¹⁴

Garner, Allai und Moore verglichen 1986 die bei der simulierten Eckzahnretraktion auftretende Reibung verschiedener Bogenmaterialien. Sie fan-

den eine signifikant höhere Friktion für TMA-Bögen und Nitinolbögen verglichen mit Stahlbögen. Sie vermuteten, dass dies sich aufgrund der Unterschiede in der Oberflächenrauheit so darstellt.⁴³

Laut Drescher et al.^{30, 32} und Schumacher et al.¹⁰⁹ liegt die Begründung für die unterschiedlichen Friktionswerte bei unterschiedlichen Bogenmaterialien in den verschiedenen Oberflächenrauheiten. Stahl zeigte in rasterelektronischen Bildern die glatteste Oberfläche und TMA mit Abstand die höchste Oberflächenrauheit. Bei Stahlbögen und NiTi-Bögen wurde in einer Untersuchung von Bourauel et al.¹² eine größere Oberflächenrauheit für NiTi gefunden als für Edelstahl. Dies stimmt somit mit der Messung höherer Friktionswerte überein. TMA zeigt allerdings in manchen Untersuchungen eine glattere Oberfläche als NiTi, trotzdem aber in den meisten Studien höhere Friktionswerte. Auch Kusy et al.⁸⁰ untersuchten die Oberflächenbeschaffenheiten der verschiedenen Bogenmaterialien und fanden die glatteste Oberfläche bei Edelstahlbögen, gefolgt von Kobalt-Chrom, TMA und die größte Oberflächenrauheit bei NiTi. Daraus ist abzuleiten, dass die Oberflächenrauheit bedeutsam, aber nicht der einzige entscheidende Faktor im Friktionsgeschehen ist.

Um die Eigenschaft der vorhandenen Bogenmaterialien zu verbessern, Nachteile zu minimieren und die Reibungskraft zu senken, werden immer wieder neue Bogenmaterialien untersucht. Es wird bei den meisten Verfahren versucht, die Oberfläche dahingehend zu modifizieren, dass sie eine geringere Oberflächenrauheit aufweist und damit einen geringeren Reibungswiderstand.^{55, 62, 105} Um die Ästhetik der Bögen zu verbessern, werden zahnfarbende Beschichtungen eingesetzt, zum Beispiel Polytetrafluorethylen-Beschichtungen (Teflon®).^{16, 91} Zahnfarbende Teflonbeschichtungen zeigten in verschiedenen Studien eine geringe Friktion.^{35, 118} Allerdings kann die Teflonbeschichtung bei mechanischer Beanspruchung verloren gehen.^{20, 34, 91} Andere ästhetisch günstige Bögen, wie Bögen aus glasfaserverstärktem Kunststoff, besitzen laut einigen Studien eine geringe Reibung.^{22, 56} Husmann et al. verglichen verschiedene Bögen

mit Beschichtungen aus Teflon® und Polyethylen und Bögen mit Ionen-Implantation mit konventionelle Bögen. Der Kraftverlust durch Reibung war im Vergleich zu konventionellen Bögen reduziert. Eine eindeutige Korrelation zwischen Oberflächenrauheit und Friktion konnte im Rasterelektronenmikroskop auch hier nicht bestätigt werden.⁵⁵ Auch das Einfügen von Nanopartikeln in orthodontische Bögen scheint die Friktion zu senken.^{62, 105}

Das Material der verwendeten Brackets hat laut verschiedener Autoren ebenfalls einen Einfluss auf die Friktion.^{3, 10, 45, 53, 98, 109}

Edelstahl ist das in Bezug auf seine Friktion am häufigsten untersuchte Bracketmaterial. Es wird in Untersuchungen auch als „Vergleichsbracket“ verwendet. Sein Nachteil in der vestibulären Multibrackettechnik ist, dass seine Metallfarbe ästhetisch weniger ansprechend ist. In Kombination mit Edelstahlbögen findet man besonders geringe Friktionswerte.^{21, 92, 100, 109} Noch geringere Friktionswerte fand Vaughan für gesinterte Stahlbrackets.¹²⁸

Um dem Wunsch nach mehr Ästhetik zu entsprechen, wurden zahnfarbende Keramik- und Kunststoffbrackets in den Markt eingeführt.

Das Keramikbracket besitzt eine große Härte und verfärbt nicht, nachteilig ist die in zahlreichen Studien gemessene, im Vergleich zu Edelstahl, höhere Friktion.^{3, 10, 45, 53, 57, 68, 81, 82, 92, 95, 100, 109, 119} Einzig Downing fand keine Unterschiede in der Friktion zwischen Edelstahl und Keramikbrackets.²⁸ Keramikbrackets lassen sich in monokristalline und polykristalline Keramikbrackets unterscheiden. Der Vorteil von monokristallinen Brackets ist deren Transparenz. Damit bieten sie einen ästhetischen Vorteil gegenüber polykristallinen Brackets, die auf den Zähnen sichtbar sind. Schumacher et al.¹⁰⁹ untersuchten 1990 das Friktionsverhalten von monokristallinen und polykristallinen Keramikbrackets. Obwohl eine Korrelation zwischen Oberflächenrauheit und Reibung besteht, hatten monokristalline Brackets, die im Rasterelektronenmikroskop eine im Vergleich relativ glatte Oberfläche aufwiesen, einen höheren Kraftverlust durch Reibung als

polykristalline Brackets. Dies führten die Autoren auf scharfe Kanten im Slotbereich und die große Härte des Materials zurück.

Um die Friktion zu verringern, aber gleichzeitig die Vorteile des Keramikbrackets zu nutzen, wurden Keramikbrackets mit Metall im Slotbereich hergestellt. Dies scheint eine erfolgreiche Methode zu sein, um die Friktion von Keramikbrackets zu senken.^{14, 26, 59, 67, 79, 92, 102, 131}

Brackets aus Kunststoff haben ästhetische Vorteile, da sie zahnfarben sind, haben aber den Nachteil, mit der Zeit zu verfärben. Es gibt wenige Studien zur Friktion bei Kunststoffbrackets. Pillai verglich die Friktion von Keramik-, konventionellem Edelstahl- und selbstligierenden Edelstahl- sowie Kunststoffbrackets miteinander und fand für das selbstligierende Bracket die geringste Friktion, für das Keramikbracket die höchste und für das Kunststoffbracket eine höhere Friktion als für das konventionelle Edelstahlbracket.⁹⁸ Auch in einer Studie von Tselepis wurden höhere Friktionswerte für Kunststoffbrackets als für Edelstahlbrackets ermittelt.¹²⁷ Bazakidou verglich ebenfalls Kunststoff, Keramik und Metallbrackets miteinander und fand für Kunststoffbrackets, unabhängig von Bogendimension, Drahtmaterial und der Art der Ligatur weniger Friktion als für Edelstahl- und Keramikbrackets.⁹

Bei einer vorhandenen Nickelallergie besteht die Möglichkeit, Titan-Brackets zu verwenden. Titan gilt als biokompatibel. In der Literatur gibt es bisher nur wenige Studien zu Titan-Brackets. Kusy^{77, 78} verglich 1998 und 2000 Titan-Brackets mit Edelstahlbrackets in Kombination mit verschiedenen Bogenlegierungen. Titan-Brackets sind grauer als Edelstahlbrackets und besitzen eine rauere Oberfläche. Er fand für Titan und Edelstahlbrackets in Kombination mit Stahl- und NiTi-Bögen ähnliche Friktionskoeffizienten, lediglich in Kombination mit TMA wies das Titan-Bracket eine 15% höhere Friktion auf als die vergleichbare Kombination zwischen Edelstahlbracket und TMA. Nair⁹⁰ verglich die Friktion von Stahl-, Titan-, und Kobalt-Chrom-Brackets. Er verwendete jeweils zwei Prämolarenbrackets und ein Molarentube hintereinander geschaltet und

maß die Friktion in Kombination mit TMA und Stahlbögen. Die geringsten Friktionswerte fand er für die Titan-Brackets in Kombination mit Edelstahlbögen, gefolgt von Edelstahl- und Kobalt-Chrom-Brackets. Auch in Kombination mit TMA zeigten die Titan-Brackets die geringste Friktion, zwischen den Edelstahl- und Kobalt-Chrom Brackets gab es hier keine signifikanten Unterschiede in der gemessenen Reibungskraft. Auch eine Studie von Bourauel et al.¹³ zeigte gute Friktionswerte für Titan-Brackets.

Zu gegenteiligen Ergebnissen kamen Kumar⁷⁵ und Husain⁵⁴. Kumar⁷⁵ verglich Titan-Brackets mit Brackets verschiedener Materialien. Das Stahlbracket wies in Kombination mit den meisten Bögen geringere Friktionswerte auf als das Titan-Bracket und geringere Friktionswerte als das KeramikBracket. Auch Husain⁵⁴ fand höhere Friktionswerte für Titan- als für Edelstahlbrackets.

Auch die Gegenwart von Fluorid scheint einen Einfluss auf die Friktion zu haben.¹ Besonders in Kombination mit Titan-Brackets kann es, allerdings nur bei längerer Einnahmedauer, zu Korrosion kommen und damit zu erhöhter Friktion.^{70, 71}

Wenige Studien beziehen sich auf die Friktion, die im Zusammenhang mit Tubes auftritt. Schumacher et al. verglichen 1993 tubegeführte und bracketgeführte Molarenbewegung miteinander. Der reibungsbedingte Kraftverlust lag bei Anwendung des Tubes etwas höher als bei Anwendung eines mit einer rückrotierten Stahlligatur versehenen Brackets.¹¹²

Einige Autoren^{18, 36, 90, 107, 120} ermittelten Friktionswerte von Tubes in Kombination mit weiteren Brackets, um vollständige Bukkalsegmente zu simulieren.

Die einander berührenden Oberflächen im Friktionsgeschehen sind nicht nur Bogen und Slot, auch die Ligatur berührt den Bogen und ihr Material, sowie die Art des Einligierens spielt somit ebenfalls eine Rolle.

Konventionelle Brackets werden entweder mit elastischen Ligaturen oder Stahlligaturen kombiniert. Bei der Verwendung von Stahlligaturen besteht

die Möglichkeit, diese fest anzuziehen oder durch Rückrotation zu lockern. Laut Frank und Nikolai⁴⁰ gibt es einen direkten Zusammenhang zwischen der Größe der Kraft der Ligatur und der Größe des Reibungswiderstands. Bednar fand in einer Studie heraus, dass Brackets mit locker befestigter Stahlligatur weniger Friktion haben, als Brackets mit elastischer Ligatur.¹⁰ Auch in weiteren Studien wurden geringere Friktionswerte für rückrotierte Stahlligaturen gemessen.^{41, 46, 88, 110, 114, 120}

Elastische Ligaturen lassen sich in konventionelle elastomere Ligaturen, nicht konventionelle elastomere Ligaturen sowie beschichtete elastomere Ligaturen unterscheiden. Stahlligaturen differenzieren sich in konventionelle Stahlligaturen und beschichtete Stahlligaturen.

1990 fanden Schumacher et al¹¹⁰ signifikant geringere Friktionswerte für Alastikligaturen im Vergleich zu Stahlligaturen, besonders bei nicht versetzten Stahldrähten. Um die Friktion von Stahlligaturen zu verringern, ist es, wie oben beschrieben besonders wichtig, diese nach dem Befestigen mit einer Drehung um 90 -180 Grad wieder zu lösen.^{110, 113}

Bednar fand höhere Friktionswerte für Alastikligaturen als für Stahlligaturen. Die höchsten Friktionswerte hatten Keramikbrackets in Kombination mit Alastikligaturen. Er merkt an, dass dies eine Rolle spielt, sollte man im selben Kiefer aus ästhetischen Gründen im Seitenzahnbereich Edelstahlbrackets und im Frontzahnbereich Keramikbrackets verwenden. Durch die unterschiedliche Friktion kann es zu einem ungewollten Verankerungsverlust im hinten Zahnbogen kommen.¹⁰

Einige Autoren fanden in ihren Untersuchungen sowohl für Alastik- als auch für Stahlligaturen eine ähnliche Anzahl von höheren Friktionswerten bei den verschiedenen Bracket/Bogenkombinationen.^{9, 19}

Edwards et al³³ zeigten in ihren Untersuchungen ebenfalls keinen Unterschied zwischen Alastik- und Stahlligaturen, fanden aber eine niedrigere Friktion für teflonbeschichtete Ligaturen. Dies scheint auch laut anderer Autoren wie bei den teflonbeschichteten Bögen eine Möglichkeit zu sein, die Friktion zu senken.^{11, 21, 69}

Die meisten Autoren sind sich wie oben beschrieben einig, dass Alastikligaturen eine höhere Reibung erzeugen als Stahlligaturen, sofern die Stahlligaturen rückrotiert sind.^{41, 46, 83, 88, 110, 114, 120}

Nichtkonventionelle elastomere Ligaturen produzieren laut Baccetti⁶ und Franchi^{37, 38} eine geringere Friktion als konventionelle elastomere Ligaturen. Zu demselben Ergebnis kamen auch Gandini et al.⁴²

Das Reibungsgeschehen zwischen Bracket und Bogen findet im Mund des Patienten statt, das heißt es sind unterschiedliche individuelle physiologische Gegebenheiten vorhanden und es herrscht keine trockene Umgebung, sondern eine dauernde Benetzung mit Speichel. Der Einfluss von Speichel wurde in verschiedenen *in-vitro*-Versuchen untersucht, zum Teil mit menschlichem Speichel, zum Teil mit künstlichem Speichel.

Schon Andreasen² führte seine Messungen sowohl unter trockenen Bedingungen und als auch mit speichelbenetztem Draht durch. Er fand keine signifikanten Unterschiede in seinen Messungen. Zum selben Ergebnis kamen auch andere Autoren.^{7, 43, 51, 61, 81, 103}

Downing²⁷ berichtete allerdings von einem signifikanten Einfluss und einer Erhöhung der Friktion. Kusy⁸² und Pratten¹⁰⁰ fanden für die Kombination aus Stahlbogen und verschiedenen Brackets ebenfalls eine deutliche Erhöhung der Friktion für speichelbenetzte Proben im Vergleich zu trockenen Proben. In den Untersuchungen von Stannard erhöht die Applikation von künstlichem Speichel die Friktion für Stahl-, TMA- und NiTi-Bögen, aber nicht für Kobalt-Chrom-Bögen.¹¹⁷

Gegenteiliger Meinung sind Baker⁷ und Tselepis¹²⁷. In ihren Untersuchungen fanden sie geringere Friktionswerte als in den mit Speichel benetzten Proben.

Marques untersuchte den Einfluss von Debris und Oberflächenrauheit auf die Friktion von kieferorthopädischen Bögen vor und nach klinischem Gebrauch. Er fand eine signifikante Erhöhung von allen drei Faktoren nach

klinischem Gebrauch. Es sollte im klinischen Bereich beachtet werden, dass dies die Friktion erhöhen könnte.⁸⁷

Auch weitere Studien zeigen, dass es zu einer Anlagerung von Debris und zu erhöhter Friktion nach einiger Zeit im Mundhöhlenmilieu kommt.^{4, 25, 93}

3. Problemstellung

Friktion im Zusammenhang mit verschiedenen Parametern der Kieferorthopädie wurde in der Literatur in einer großen Anzahl von Studien untersucht und beschrieben. Diese Studien beziehen sich fast ausschließlich auf vestibuläre Multibracketapparaturen. Es werden Friktionskräfte zwischen Brackets und für vestibuläre Apparaturen gebräuchliche Drahtdimensionen untersucht. Wenige Studien beziehen sich auf Reibungswiderstände zwischen Tubes und Bögen. Aber auch hier werden ausschließlich Tubes mit rechteckigem Querschnitt, wie in den Edgewisetechniken üblich, untersucht. Die gängigen Drahtdimensionen sind wesentlich kleiner als bei der Anwendung einer skelettal getragenen Distalisierungsapparatur. Es finden hier außerdem Tubes mit rundem Querschnitt Verwendung.

Es gibt in der Literatur keine Studie, die die Friktionseigenschaften dieser Materialkombination untersucht. Aufgrund der Probleme und der großen Bedeutung von Reibungswiderständen bei den Multibracketapparaturen ist auch bei der Verwendung von Distalisierungsapparaturen die Wichtigkeit der Beachtung von Reibungswiderständen ersichtlich.

Folgende Fragestellungen sollen in dieser Arbeit untersucht werden:

1. Wie hoch ist die Friktion in dieser Führungsmechanik?
2. Welchen Einfluss haben die verschiedenen Parameter auf die Friktion?
 - a. Material der Tubes
 - b. Breite der Tubes
 - c. Bogendimension
 - d. Bogenmaterial
 - e. Angulationsmoment

4. Material und Methode

In der vorliegenden *in-vitro*-Studie wurde die Friktion zwischen verschiedenen Attachments des Benesliders und verschiedenen Drähten mit Hilfe eines roboterunterstützten Systems gemessen und statistisch ausgewertet. Hierzu wurden fünf verschiedene Attachmentstypen mit Edelstahl und TMA-Bögen kombiniert und die auftretende Gleitreibung der jeweiligen Kombinationen je fünfmal bei drei unterschiedlichen Angulationsmomenten ermittelt und mit Hilfe eines Softwareprogramms dargestellt.

4.1. Tubes

Es wurden insgesamt fünf verschiedene Tubes untersucht. Verschiedene Benetube der Firma PSM Medical Solutions, sowie zwei unterschiedliche selbst gebogene Befestigungssysteme. Die verwendeten Tubes, sowie deren Durchmesser und Länge sind der Tabelle 1 zu entnehmen.

Hersteller	Röhrchensystem	Innendurchmesser	Länge
PSM Medical Solutions	Benetube groß	1,3 mm	7 mm
PSM Medical Solutions	Benetube klein	1,3 mm	4,5 mm
PSM Medical Solutions	Benetube Titan	1,3 mm	7 mm
selbstgebogen	Slbst. Tube groß	2,2 mm	10 mm
selbstgebogen	Slbst. Tubes klein	2,2 mm	8 mm

Tabelle 1: untersuchte Tubes



Abbildung 9: Benetube groß

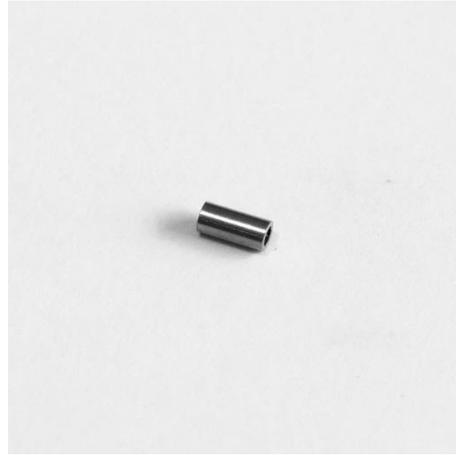


Abbildung 10: Benetube klein



Abbildung 11: Benetube Titan



Abbildung 12: Slbst. Tube groß



Abbildung 13: Slbst. Tube klein

4.2. Bogenmaterial

Es wurde runder Stangendraht der Firmen 3M Deutschland GmbH und Smile-Dental GmbH verwendet. Die verschiedenen Drähte und deren Dimension sind der Tabelle 2 zu entnehmen.

Hersteller	Drahtmaterial	Drahtstärke
3M Deutschland GmbH	Stahl	.032" (0,81 mm)
3M Deutschland GmbH	Stahl	.036" (0,91 mm)
3M Deutschland GmbH	Stahl	.040" (1,02 mm)
3M Deutschland GmbH	Stahl	.045" (1,14 mm)
Smile-Dental GmbH	TMA	.032" (0,81 mm)
Smile-Dental GmbH	TMA	.036" (0,91 mm)

Tabelle 2: untersuchte Bogenmaterialien

4.3. Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau soll die Distalisation eines oberen Molars mit Hilfe des Benesliders simulieren und es wird von folgendem Modell ausgegangen:

Ein Tube ist am Band eines oberen Molaren befestigt. Durch das Tube verläuft ein Draht bis zum palatinal angebrachten Mini-Implantat. Auf dem Draht befindet sich ein Reiter. Zwischen Reiter und Tube ist eine Feder gespannt, die eine horizontale Kraft von 1 N, 2,5 N oder 5 N gegen das Tube produziert. Bei der Betrachtung des Molaren von okklusal besteht ein Abstand des Kraftangriffspunktes am Tube zum Widerstandszentrum des Molaren von 10 mm, wodurch ein Drehmoment von 10 Nmm, 25 Nmm bzw. 50 Nmm auf den Molaren generiert wird. Durch das Drehmoment kommt es zu einer Rotation des Zahnes und damit zu einer Angulation des Tubes gegen den Draht.

Die verschiedenen Tubes wurden mit Hilfe einer Positionierungsapparatur, siehe Abbildung 14, zentrisch auf eine 4x10 galvanisch verzinkte Zylinder-

kopfschraube geklebt. Hierzu wurde zunächst auf die Schraube ein lichthärtender Primer^I mit Hilfe eines Pinsels aufgebracht und anschließend ein lichthärtender Kleber^{II}. Nach Positionierung des Tubes wurde dies zwei Mal für 20 Sekunden ausgehärtet. Die Tubes wurden so auf die Schraube aufgebracht, dass sich die Tube-Mitte orthogonal ausgerichtet im Mittelpunkt der Schraubenlängsachse befand, so dass durch Inset, Offset und Angulation entstehende Friktion keinen Einfluss auf die Messung nehmen konnte.

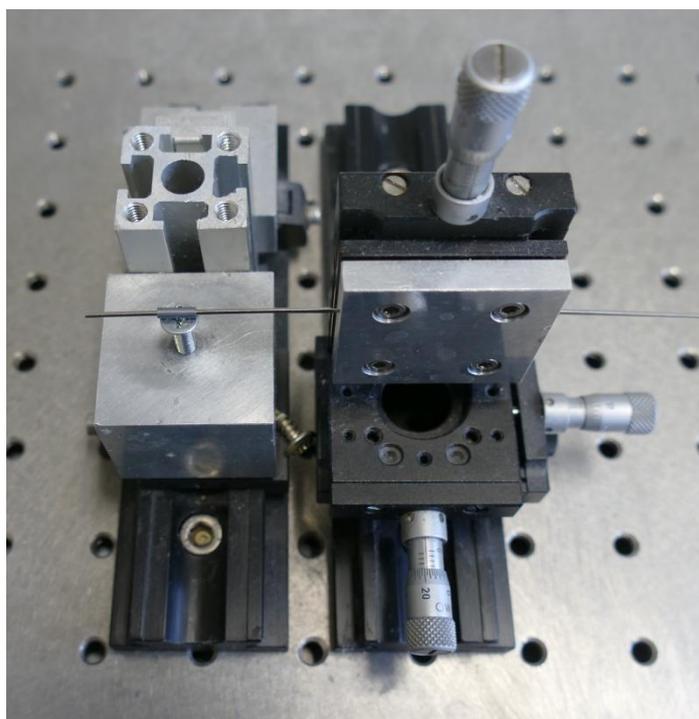


Abbildung 14: Positionierungsapparatur

Die Messungen wurden unter trockenen Bedingungen und bei einer Raumtemperatur von 22 °C durchgeführt. Die Messungen erfolgten über ein robotergestütztes Messsystem (RMS). Bei dem Roboter handelt es sich um einen Präzisionsroboter der Baureihe RX60 von der Firma Stäubli.^{III} Außer-

^I Transbond XT, 3M Unitek Orthodontic Products, Monrovia, CA

^{II} Transbond LR, 3M Unitek Orthodontic Products, Monrovia, CA, USA

^{III} Stäubli Tec-Systems GmbH, Bayreuth, Deutschland

dem war am Roboter ein Biegebalkenkraftsensor vom Typ 8511-5010 angebracht, um die entstehende Reibungskraft zu messen.^{IV}

Um die Wegstrecke der Messungen zu ermitteln, wurde ein DC/DC-Wegsensor vom Typ 87240 verwendet.^V

Die Schraube wurde für den jeweiligen Messvorgang an einen Träger, der sich an einer kugelgelagerten Achse befand, geschraubt. Auf der kontralateralen Seite der kugelgelagerten Schraube befand sich ein Hebelarm inklusive Kontergewicht, an dessen Spitze die Gewichte in der entsprechenden Größe, 1 N, 2,5 N und 5 N, befestigt wurden, um das Tube mit dem entsprechenden Angulationsmoment gegen den Draht angulieren zu können. Die Messungen erfolgen nicht mit fest eingestellter Angulation, somit wird durch diesen Aufbau des Messsystems das Aufrichtungsvermögen des Zahns berücksichtigt. Abbildung 15 veranschaulicht den Versuchsaufbau.

^{IV} Burster Präzisionsmesstechnik, Gernsbach, Deutschland

^V Burster Präzisionsmesstechnik, Gernsbach, Deutschland

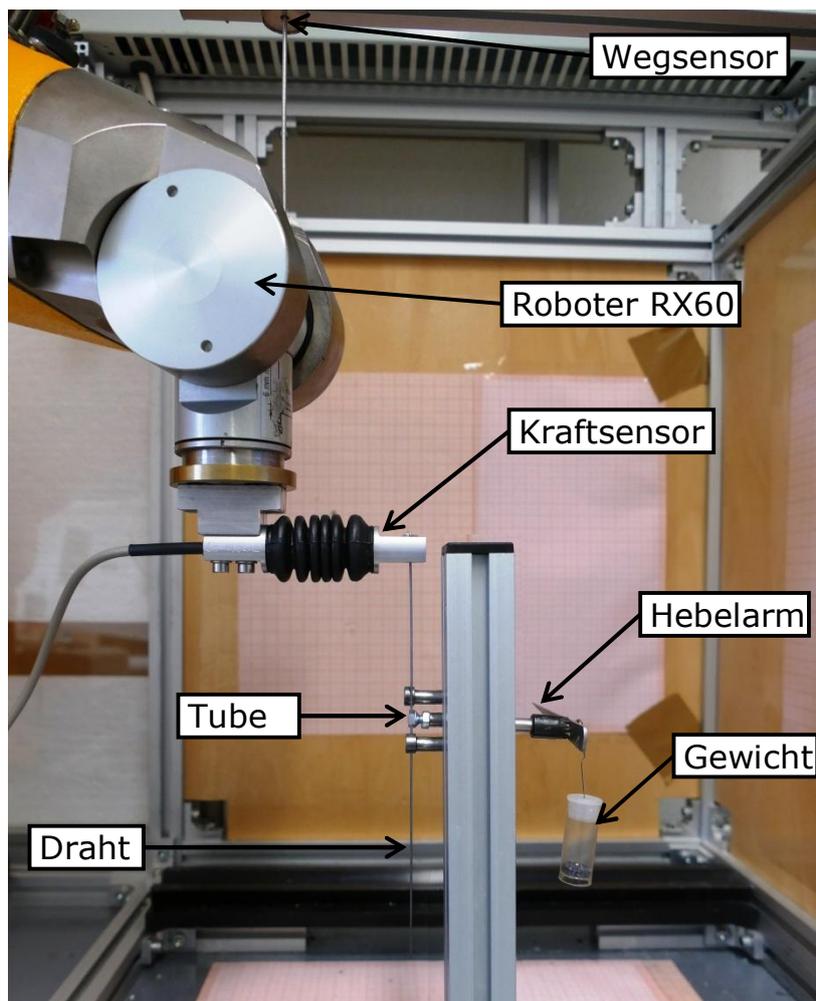


Abbildung 15: Versuchsaufbau

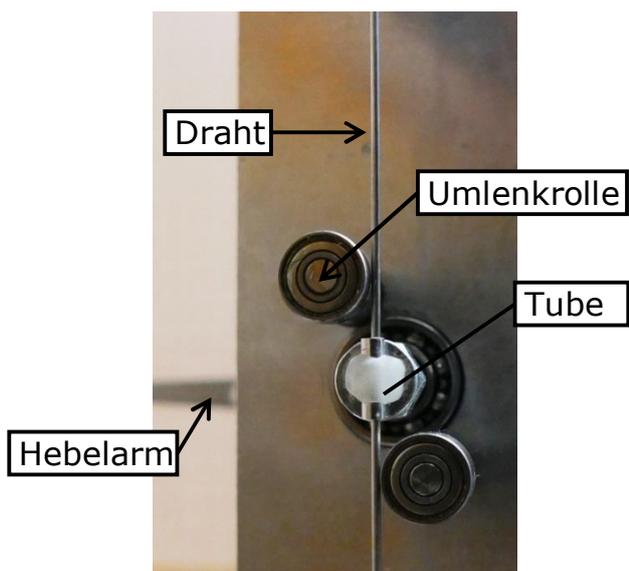


Abbildung 16: Nullmessung

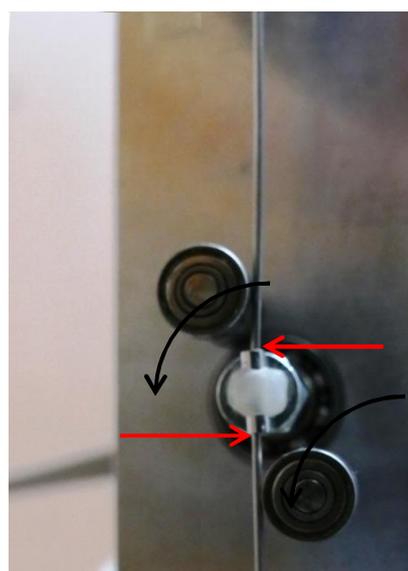


Abbildung 17: Friktionsmessung

Der Draht wurde so eingespannt, dass möglichst kein Winkelkonflikt zwischen Tube und Draht bestand. Für jedes Tube wurde jeweils mit jedem Draht eine Messung mit 10 Nmm, eine mit 25 Nmm und eine mit 50 Nmm durchgeführt. Vor jeder Messung wurde jeweils eine Messung ohne Angulation, eine sogenannte Nullmessung, durchgeführt, bevor die eigentliche Messung erfolgte. Dies diente dazu, um die „Nullreibung“ zu eliminieren. Abbildung 16 zeigt die die sogenannte Nullmessung. Durch die Nullmessung konnte gegebenenfalls vorhandene Friktion durch Positionierungsfehler von der, in der zweiten Messung ermittelten Friktion abgezogen werden. Abbildung 17 zeigt eine Messung mit eingestellter Angulation. Bei jeder Messung zog der Roboter den Draht 40 mm mit einer gleichbleibenden Geschwindigkeit von 0,2 mm/s durch das Tube. Die hierzu benötigte Kraft wurde vom oben beschriebenen Kraftsensor ermittelt.

Die Werte der Messungen wurden an einen angeschlossenen Computer übermittelt und durch die RMS-Software 10-mal pro Sekunde gespeichert, so dass aus insgesamt 2000 Messwerten pro Kombination ein Friktionsmittelwert ermittelt werden konnte. Abbildung 18 zeigt die Aufnahme einer Messung mittels des Programms RMS Biomech.

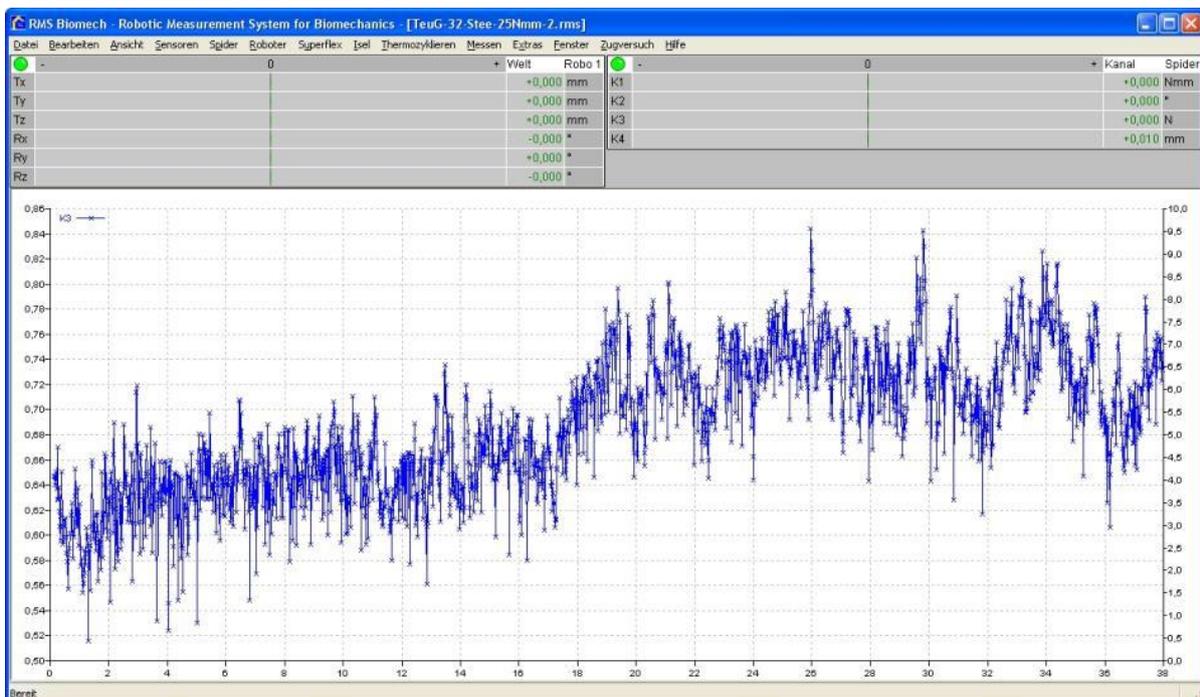


Abbildung 18: Beispielbild einer aufgezeichneten Messung mittels RMS Biomech

Jede Kombination wurde jeweils fünfmal gemessen, es wurden bei jeder Messung neue Materialien verwendet, sodass zu jeder Materialkombination fünf Friktionsmittelwerte erhalten wurden.

4.4. Statistische Analyse

Die Messergebnisse wurden mit Hilfe des Statistikprogramms IBM SPSS Version 23.0 ausgewertet. Mit Hilfe der Programme SPSS und Microsoft Excel wurden Tabellen und Diagramme zur grafischen Veranschaulichung erstellt.

Zunächst wurden die fünf Friktionsmittelwerte, basierend auf derselben Materialkombination, mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft. Der Shapiro-Wilk-Test ist ein statistischer Signifikanztest, der die Hypothese überprüft, ob die vorliegenden Werte der Stichprobe normalverteilt sind.⁴⁹

Um die Gruppen untereinander vergleichen zu können, wurde aufgrund der Tatsache, dass die einzige abhängige Variable die Friktion ist, eine univariate Anova durchgeführt. Dies ist eine Varianzanalyse, die es ermöglicht, eine Aussage darüber zu treffen, ob es in einer Gruppe von Mittelwerten signifikante Unterschiede gibt.⁴⁷ In Anschluss wurde der Post-hoc-Test Tukey HSD auf die Ergebnisse angewendet, um eine Aussage darüber zu bekommen, welche Mittelwerte sich signifikant voneinander unterscheiden.⁵⁰

Bei dem Haupteffekt Bogenmaterial konnte aufgrund von nur zwei vorliegender Materialien die Anova nicht angewendet werden. Hier wurde mittels unabhängigen T-Tests überprüft, ob sich diese signifikant voneinander unterscheiden.

Neben der Anova wurde der nonparametische Kruskal-Wallis-Test sowie der Post-Hoc-Test Bonferroni auf alle Gruppen angewendet, da der Kruskal-Wallis-Test keine Normalverteilung voraussetzt⁴⁸ und wenige Mittel-

werte gleicher Gruppenparameter sich nicht normalverteilt zeigten. Es kann davon ausgegangen werden, dass diese nicht vorhandene Normalverteilung aufgrund von Kontakt der Finger mit den Prüfkörpern bzw. eine Beschädigung der selbstgebogenen Tubes durch die Zange zustande kommt. Um die wenigen nicht-normalverteilten Gruppen miteinzubeziehen, wurde zusätzlich der nonparametische Kruskal-Wallis-Test angewendet.

In dieser Arbeit gilt folgendes:

$p \leq 0,05$ (*)

$p \leq 0,01$ (**)

$p \leq 0,001$ (***)

5. Ergebnisse

Im Folgenden werden die Messergebnisse sowie die Ergebnisse der statistischen Auswertung dargestellt. Zunächst erfolgen die Darstellung der deskriptiven Statistik und damit die Darstellung der mittleren Friktionswerte der einzelnen Attachments, abhängig von der Art des Bogens und der Angulation, sowohl tabellarisch als auch grafisch. Anschließend erfolgen eine Darstellung der Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests und der univariaten Anova bzw. des Kruskal-Wallis-Tests und deren Post-Hoc-Tests mittels Präsentation der Haupteffekte sowie der Interaktionen. Zum Abschluss erfolgt einer Darstellung verschiedener Messungen durch das Programm RMS Biomech.

5.1. Deskriptive Statistik

5.1.1. Benetube groß

Tabelle 3 und Abbildung 19 zeigen die mittleren Friktionswerte des großen Benetube in Kombination mit den Edelstahlbögen. Der kleinste mittlere Friktionswert wurde bei der Kombination des Bogens mit der Bogendimension von 0.32" gemessen bei einem Angulationsmoment von 10 Nmm mit einem Wert von 0,274 N (+/- 0,037 N). Der höchste Wert in Kombination mit einem 0.045"- Bogen bei 50 Nmm. Der Friktionswert betrug hier 1,803 N (+/- 0,648 N).

Ergebnisse

Tabelle 3: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Benetube groß in Kombination mit Edelstahlbögen

Bogendimension	Angulationsmoment	Mittelwert Friktion	Standard- abweichung	N
.032"	10 Nmm	0,274	0,037	5
	25 Nmm	0,685	0,260	5
	50 Nmm	0,897	0,501	5
.036"	10 Nmm	0,292	0,072	5
	25 Nmm	0,681	0,270	5
	50 Nmm	0,764	0,470	5
.040"	10 Nmm	0,339	0,033	5
	25 Nmm	0,726	0,198	5
	50 Nmm	1,197	0,417	5
.045"	10 Nmm	0,326	0,105	5
	25 Nmm	0,918	0,041	5
	50 Nmm	1,803	0,648	5

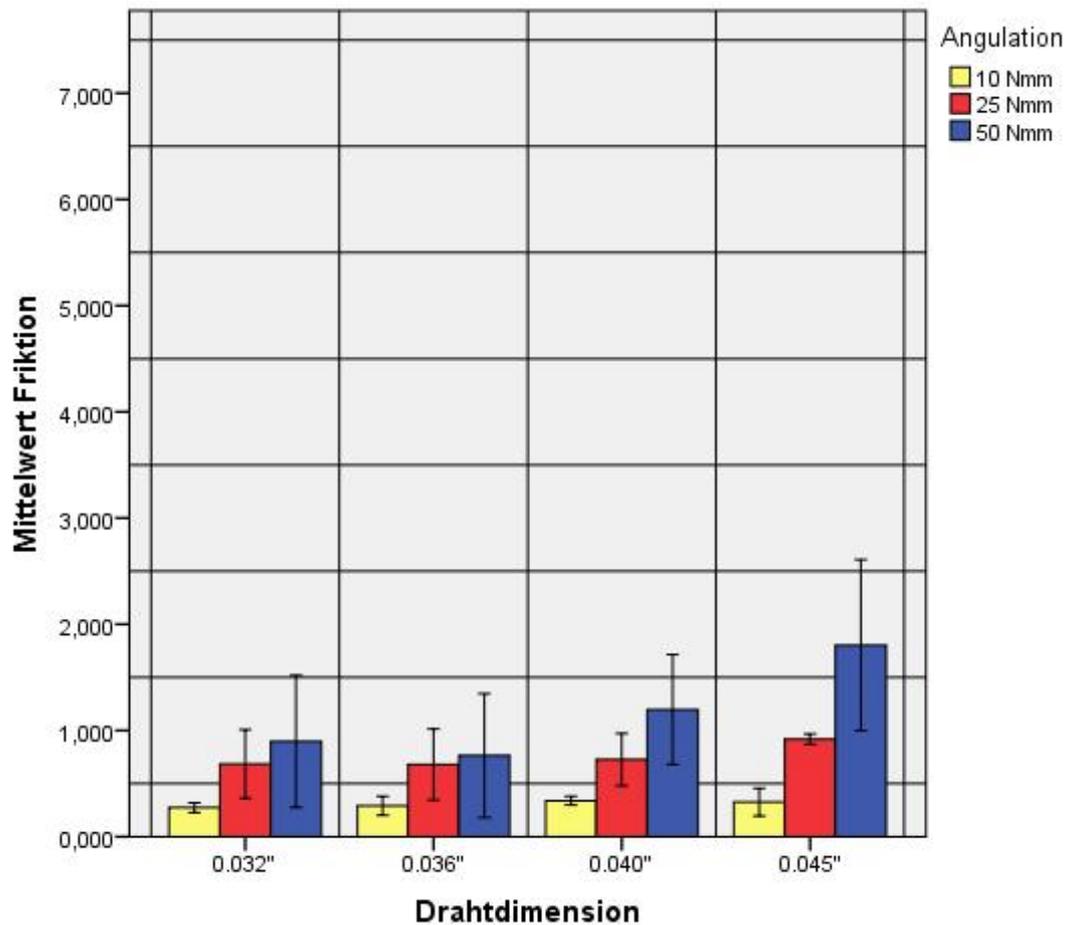


Abbildung 19: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Benetube groß in Kombination mit Edelstahlbögen

Tabelle 4 und Abbildung 20 zeigen die mittleren Friktionswerte des großen Benetube in Kombination mit TMA-Bögen. Der kleinste mittlere Friktionswert wurde bei der Kombination mit einem 0.036" Bogen gemessen bei einem Angulationsmoment von 10 Nmm. Der größte mittlere Friktionswert in Kombination mit dem 0.036"- Bogen bei 50 Nmm. Die geringste gemessene mittlere Friktion ist bei dieser Kombination 0,581 N (+/-0,180 N) und die höchste mittlere Friktion 1,682 N (+/- 0,565 N).

Ergebnisse

Tabelle 4: Reibungsmittelwerte und Standardabweichungen (in Newton) Benetube groß in Kombination mit TMA-Bögen

Bogendimension	Angulationsmoment	Mittelwert Friktion	Standard- abweichung	N
.032"	10 Nmm	0,595	0,102	5
	25 Nmm	0,995	0,540	5
	50 Nmm	1,207	0,695	5
.036"	10 Nmm	0,581	0,180	5
	25 Nmm	1,195	0,336	5
	50 Nmm	1,682	0,565	5

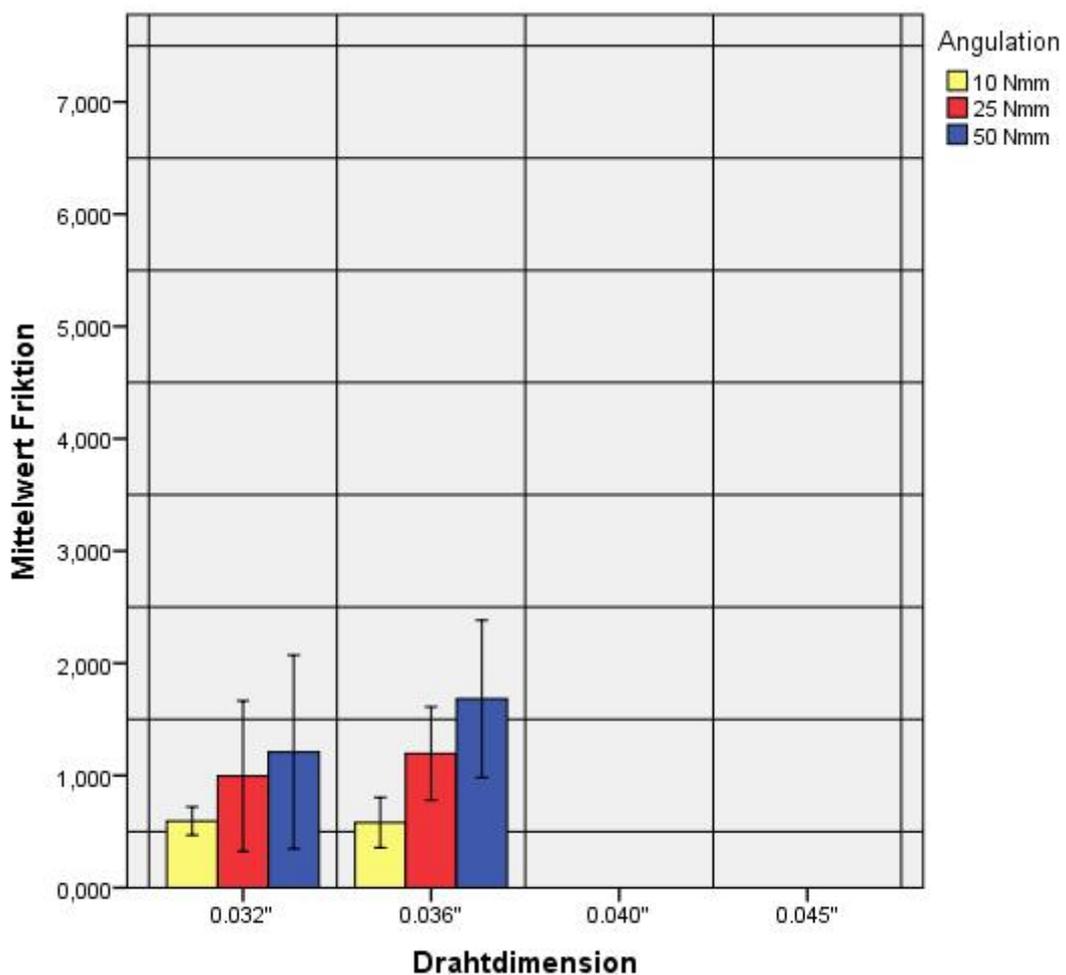


Abbildung 20: Reibungsmittelwerten und Standardabweichungen (in Newton) Benetube groß und TMA-Bögen

5.1.2. Benetube klein

Tabelle 5 und Abbildung 21 zeigen die mittleren Friktionswerte des kleinen Benetube in Kombination mit Edelstahlbögen. Der kleinste mittlere Friktionswert wurde bei einer Kombination mit dem 0.040" Bogen gemessen bei einem Angulationsmoment von 10 Nmm. Der Wert beträgt 0,382 N (+/- 0,084 N). Der höchste mittlere Friktionswert wurde bei einer Bogen- dimension von 0.040" gemessen, unter einem Angulationsmoment von 50 Nmm und beträgt 3,407 N (+/- 0,965 N)

Tabelle 5: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Benetube klein in Kombination mit Edelstahlbögen

Bogendimension	Angulationsmoment	Mittelwert Friktion	Standard- Abweichung	N
.032"	10 Nmm	0,422	0,085	5
	25 Nmm	1,113	0,079	5
	50 Nmm	2,259	0,262	5
.036"	10 Nmm	0,422	0,114	5
	25 Nmm	1,436	1,009	5
	50 Nmm	2,79	1,162	5
.040"	10 Nmm	0,382	0,084	5
	25 Nmm	1,012	0,234	5
	50 Nmm	3,407	0,956	5
.045"	10 Nmm	0,635	0,359	5
	25 Nmm	0,996	0,306	5
	50 Nmm	2,765	0,181	5

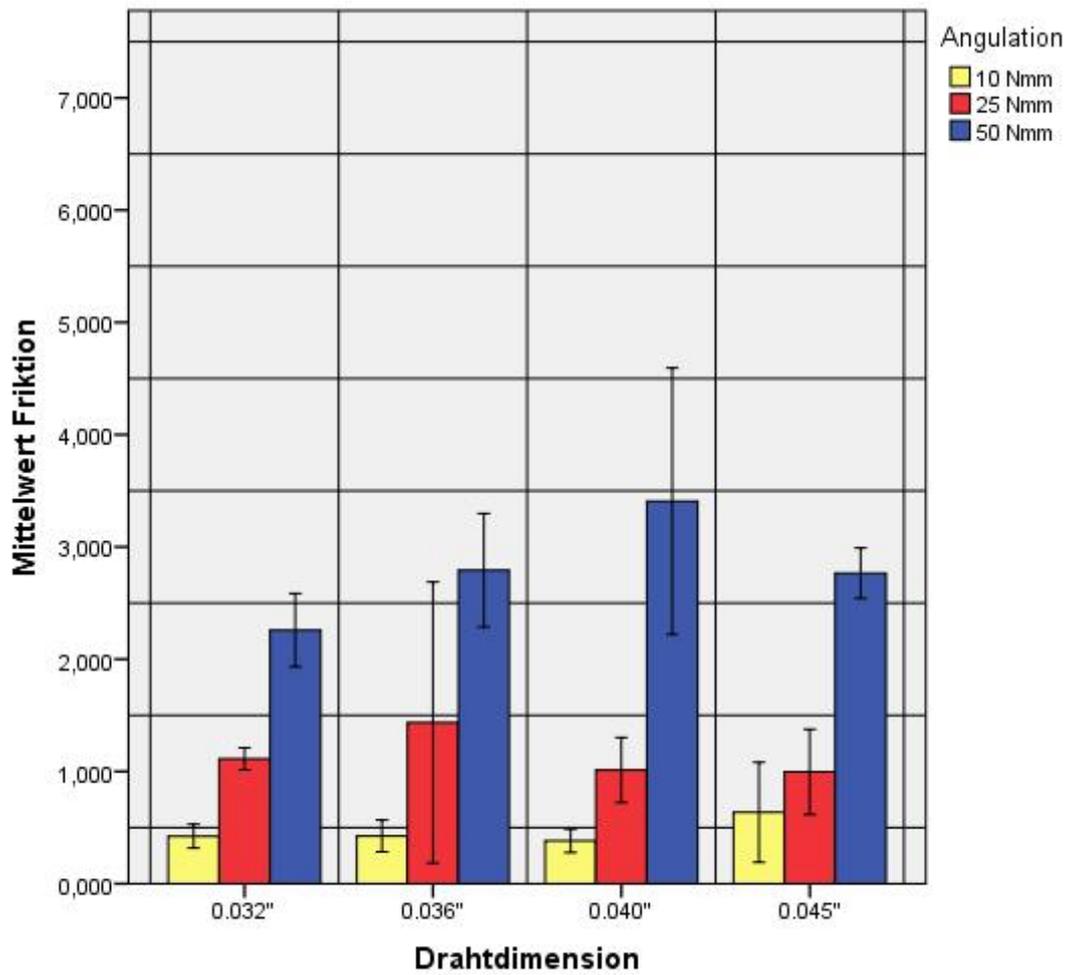


Abbildung 21: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Benetube klein in Kombination mit Edelstahlbögen

Ergebnisse

Tabelle 6 und Abbildung 22 zeigen die mittleren Friktionswerte des kleinen Benetube in Kombination mit TMA-Bögen. Der kleinste mittlere Friktionswert wurde bei einer Bogendimension von 0.036" und einem Angulationsmoment von 10 Nmm ermittelt. Der Friktionswert beträgt bei dieser Kombination 0,930 N (+/- 0,108 N). Der höchste mittlere Friktionswert beträgt 6,632 N (+/- 0,930 N) in der Kombination mit der Bogendimension von 0.036" bei einem Angulationsmoment von 50 Nmm.

Tabelle 6: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Benetube klein in Kombination mit TMA-Bögen

Bogendimension	Angulationsmoment	Mittelwert Friktion	Standard- Abweichung	N
.032"	10 Nmm	1,014	0,037	5
	25 Nmm	3,136	0,232	5
	50 Nmm	6,318	1,207	5
.036"	10 Nmm	0,930	0,108	5
	25 Nmm	2,941	0,350	5
	50 Nmm	6,632	0,930	5

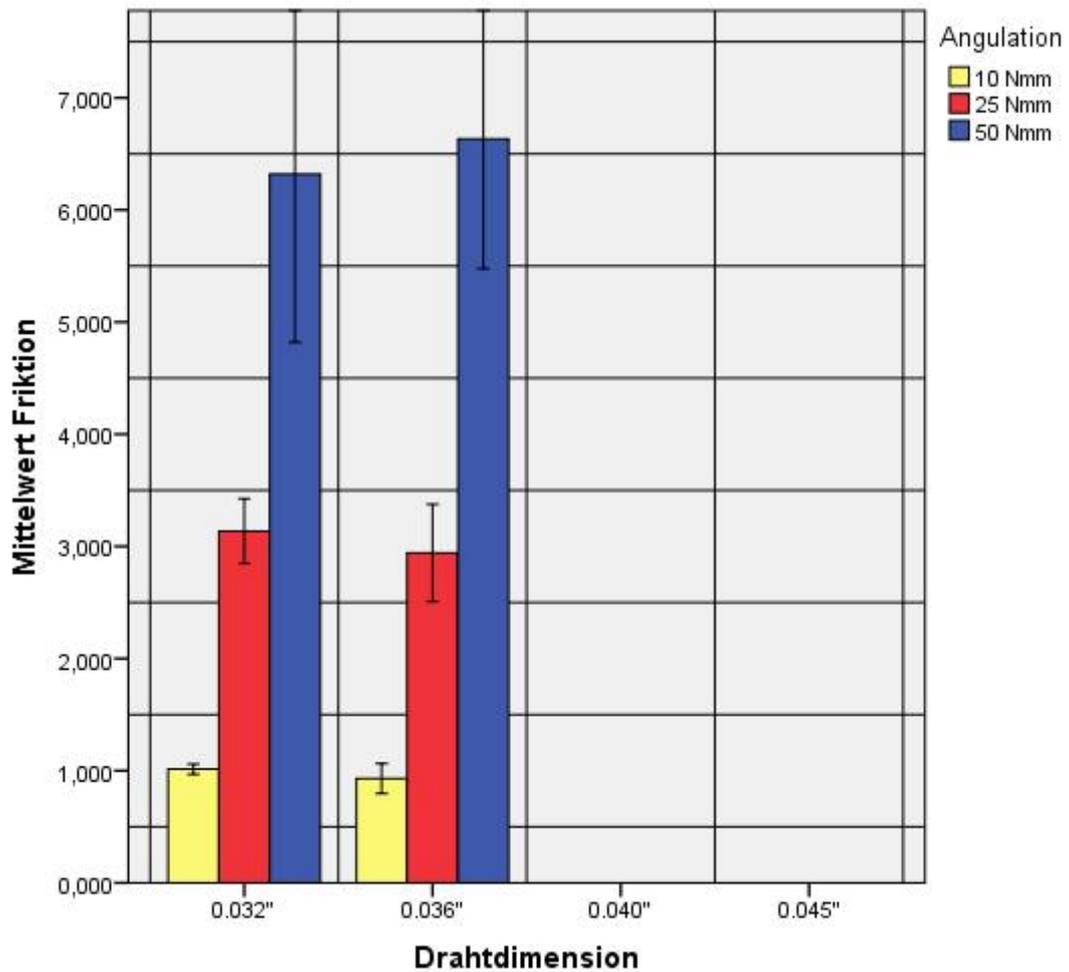


Abbildung 22: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Benetube klein in Kombination mit TMA-Bögen

5.1.3. Titantube

Abbildung 23 zeigen die mittleren Friktionswerte des Titantubes in Kombination mit Edelstahlbögen. Der niedrigste mittlere Friktionswert liegt bei 0,199 N (+/- 0,086 N) bei einer Bogendimension von 0.032" und einem Angulationsmoment von 10 Nmm. Der höchste mittlere Friktionswert beträgt 1,554 N (+/- 0,097 N) in Kombination mit der Bogendimension von 0.032" und einem Angulationsmoment von 50 Nmm.

Tabelle 7: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Titantube in Kombination mit Edelstahlbögen

Bogendimension	Angulationsmoment	Mittelwert Friktion	Standard- Abweichung	N
.032"	10 Nmm	0,199	0,086	5
	25 Nmm	0,585	0,104	5
	50 Nmm	1,554	0,097	5
.036"	10 Nmm	0,231	0,109	5
	25 Nmm	0,684	0,215	5
	50 Nmm	1,370	0,173	5
.040"	10 Nmm	0,239	0,115	5
	25 Nmm	0,650	0,067	5
	50 Nmm	1,427	0,609	5
.045"	10 Nmm	0,631	0,231	5
	25 Nmm	1,397	1,095	5
	50 Nmm	1,422	0,629	5

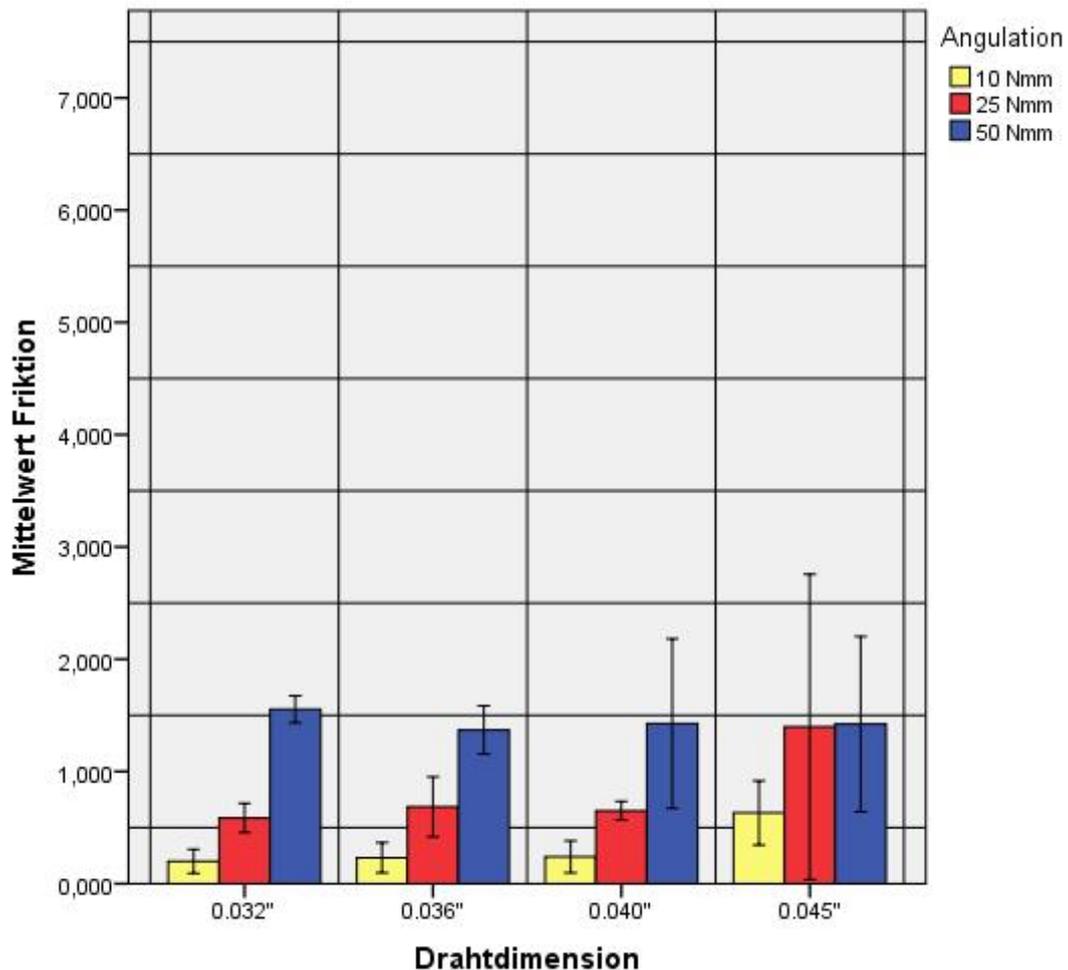


Abbildung 23: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Titantube in Kombination mit Edelstahlbögen

Tabelle 8 und Abbildung 24 zeigen die mittleren Friktionswerte des Titantubes in Kombination mit TMA-Bögen. Der geringste mittlere Friktionswert wurde bei der Bogendimension 0.036" bei einem Angulationsmoment von 10 Nmm gemessen. Der Wert beträgt 0,439 N (+/- 0,043 N). Der höchste mittlere Wert beträgt 3,701 N (+/- 0,477 N), gemessen bei der Bogen-dimension von 0.032" und einem Angulationsmoment von 50 Nmm.

Ergebnisse

Tabelle 8: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Titantube in Kombination mit TMA-Bögen

Bogendimension	Angulationsmoment	Mittelwert Friktion	Standard- Abweichung	N
.032"	10 Nmm	0,465	0,073	5
	25 Nmm	1,300	0,187	5
	50 Nmm	3,701	0,477	5
.036"	10 Nmm	0,439	0,043	5
	25 Nmm	1,421	0,116	5
	50 Nmm	3,149	0,603	5

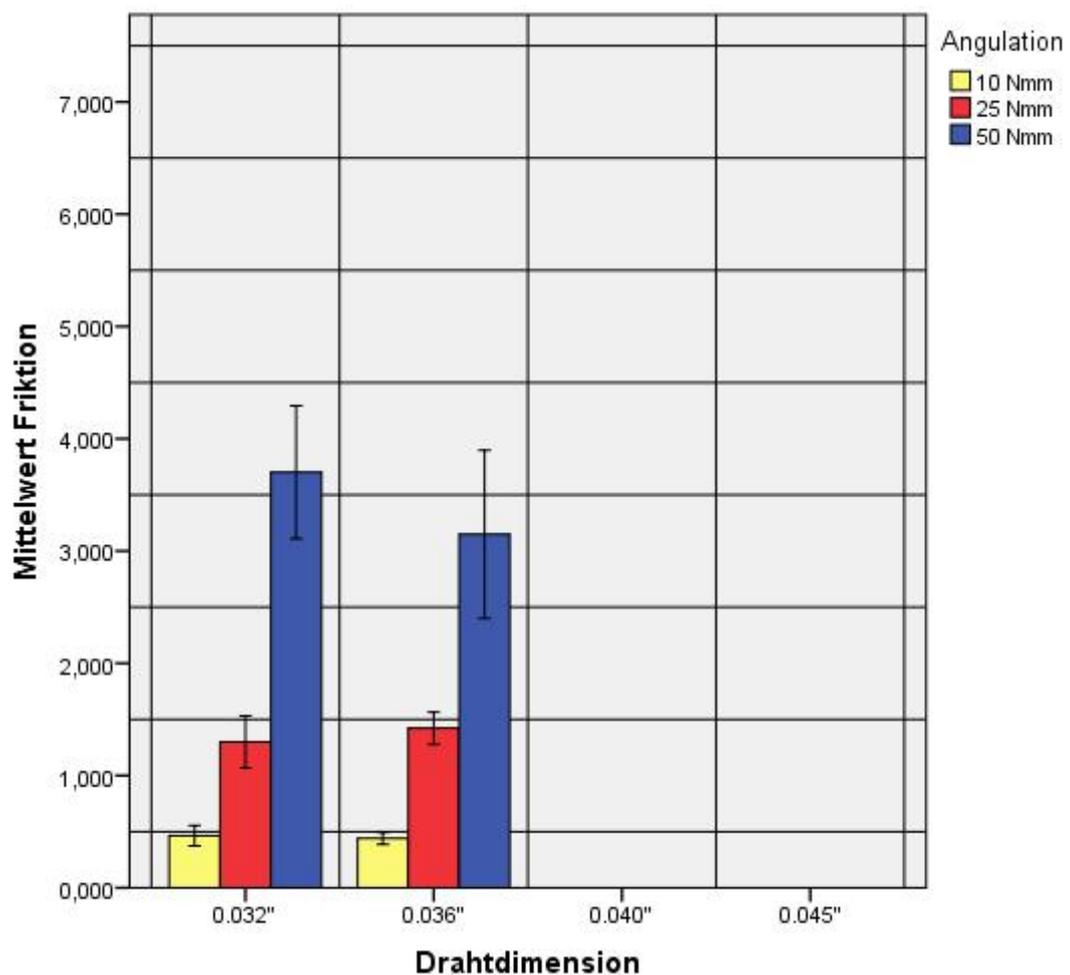


Abbildung 24: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Titantube in Kombination mit TMA-Bögen

5.1.4. Selbstgebogenes Tube groß

Tabelle 9 und Abbildung 25 zeigen die mittleren Friktionswerte des großen selbstgebogenen Tubes in Kombination mit Edelstahlbögen. Der kleinste mittlere Friktionswert beträgt 0,15 N (+/- 0,057 N) bei einer Bogen- dimension von 0.032" und einem Angulationsmoment von 50 Nmm. Der größte mittlere Friktionswert beträgt 0,653 N (+/- 0,548 N) bei einer Bo- gendimension von 0.045" und einem Angulationsmoment von 50 Nmm.

Tabelle 9: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube groß in Kombination mit Edelstahlbögen

Bogendimension	Angulationsmoment	Mittelwert Friktion	Standard- Abweichung	N
.032"	10 Nmm	0,203	0,098	5
	25 Nmm	0,338	0,170	5
	50 Nmm	0,150	0,057	5
.036"	10 Nmm	0,217	0,030	5
	25 Nmm	0,478	0,393	5
	50 Nmm	0,276	0,110	5
.040"	10 Nmm	0,236	0,056	5
	25 Nmm	0,390	0,236	5
	50 Nmm	0,541	0,325	5
.045"	10 Nmm	0,232	0,112	5
	25 Nmm	0,549	0,323	5
	50 Nmm	0,653	0,548	5

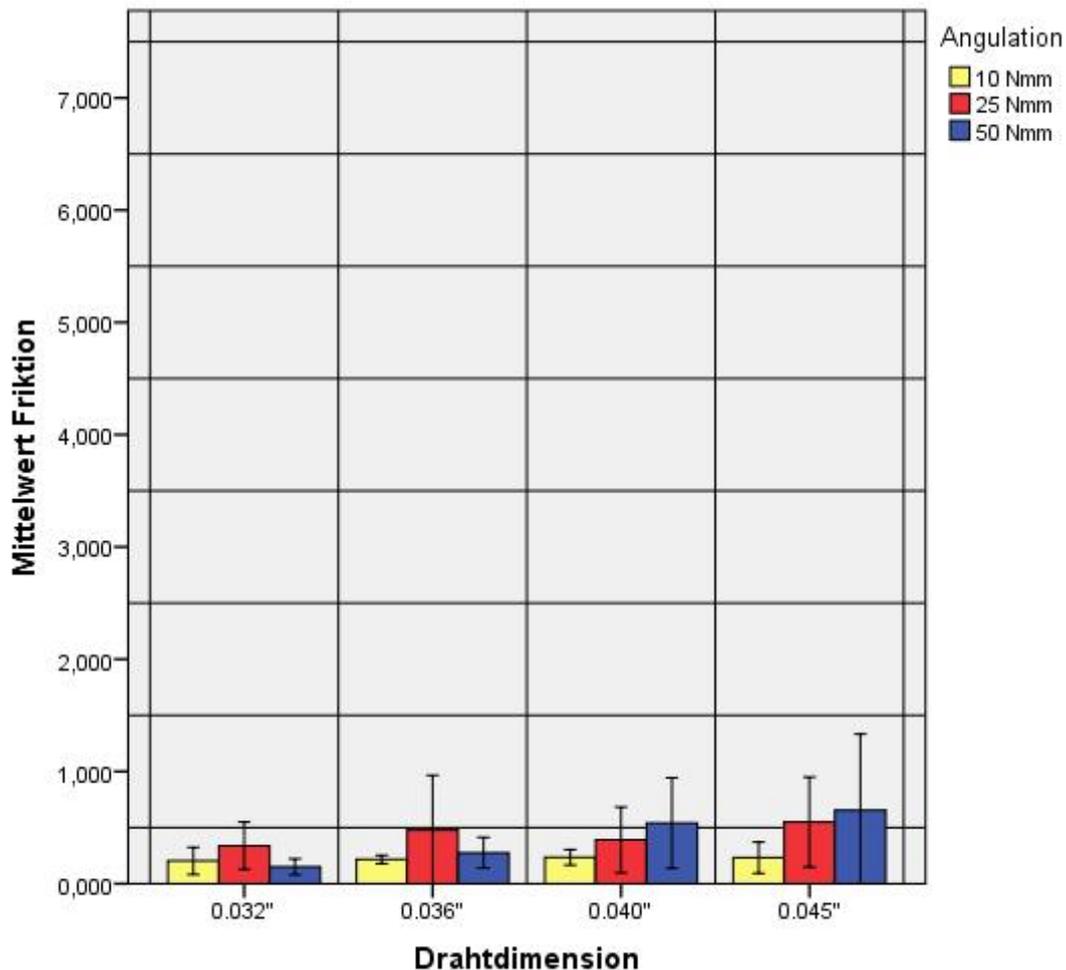


Abbildung 25: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebo-
genes Tube groß in Kombination mit Edelstahlbögen

Tabelle 10 und Abbildung 26 zeigen die mittleren Friktionswerte des großen selbstgebogenen Tubes in Kombination mit TMA-Bögen. Der kleinste mittlere Friktionswert beträgt 0,297 N (+/- 0,132 N) bei einer Bogen-
dimension von 0.036" und einem Angulationsmoment von 10 Nmm. Der größte mittlere Friktionswert beträgt 0,857 N (+/- 0,245 N) bei einer Bo-
gendimension von 0.036" und einem Angulationsmoment von 50 Nmm.

Ergebnisse

Tabelle 10: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube groß in Kombination mit TMA-Bögen

Bogendimension	Angulationsmoment	Mittelwert Frikktion	Standard- Abweichung	N
.032"	10 Nmm	0,410	0,092	5
	25 Nmm	0,673	0,244	5
	50 Nmm	1,465	0,440	5
.036"	10 Nmm	0,297	0,132	5
	25 Nmm	0,783	0,245	5
	50 Nmm	0,857	0,245	5

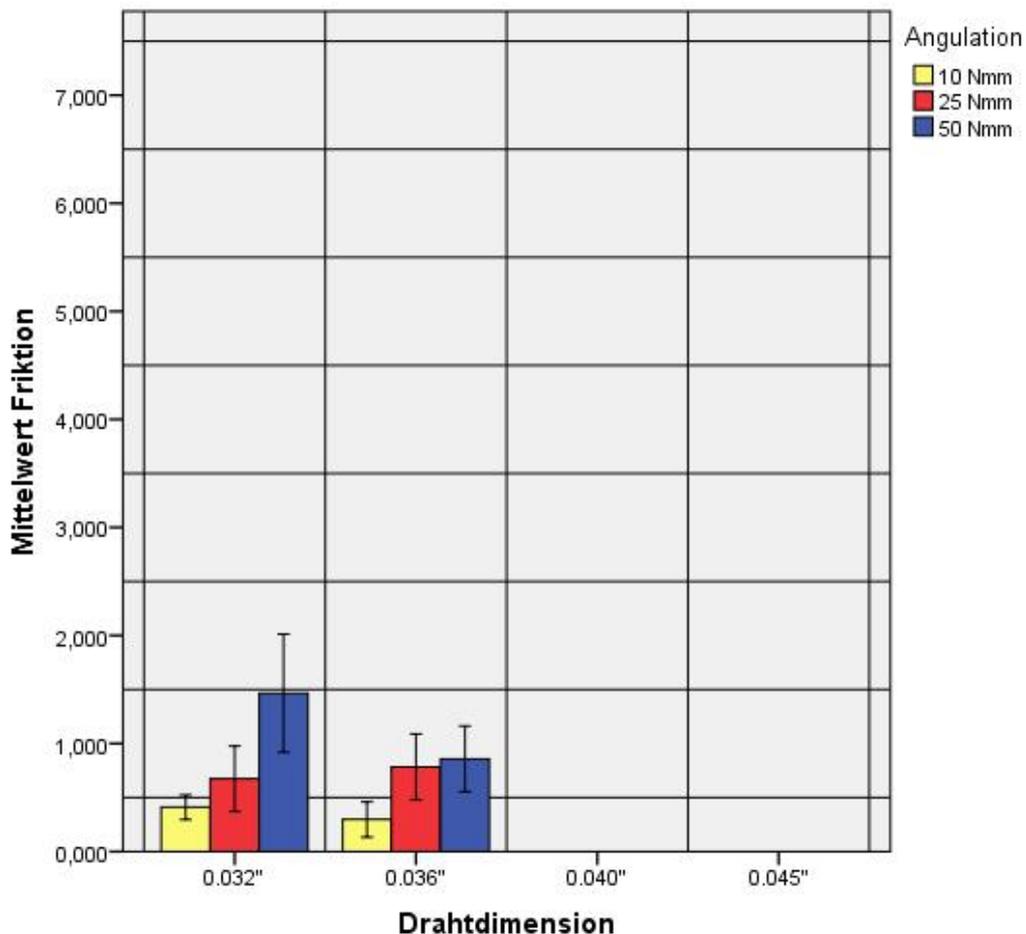


Abbildung 26: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube groß in Kombination mit TMA-Bögen

5.1.5. Selbstgebogenes Tube klein

Tabelle 11 und Abbildung 27 zeigen die mittleren Friktionswerte des kleinen selbstgebogenen Tubes in Kombination mit Edelstahlbögen. Der geringste mittlere Friktionswert wurde bei der Bogendimension 0.032" bei einem Angulationsmoment von 50 Nmm gemessen. Der Wert beträgt 1,139 N (+/- 0,165 N). Der höchste mittlere Wert beträgt 1,772 N (+/- 0,152 N), gemessen bei der Bogendimension von 0.036" und einem Angulationsmoment von 50 Nmm.

Tabelle 11: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube klein in Kombination mit Edelstahlbögen

Bogendimension	Angulationsmoment	Mittelwert Friktion	Standard- Abweichung	N
.032"	10 Nmm	0,196	0,061	5
	25 Nmm	0,823	0,209	5
	50 Nmm	1,139	0,165	5
.036"	10 Nmm	0,200	0,786	5
	25 Nmm	0,747	0,136	5
	50 Nmm	1,772	0,152	5
.040"	10 Nmm	0,344	0,114	5
	25 Nmm	0,722	0,377	5
	50 Nmm	1,720	0,297	5
.045"	10 Nmm	0,214	0,151	5
	25 Nmm	1,087	0,395	5
	50 Nmm	1,306	0,253	5

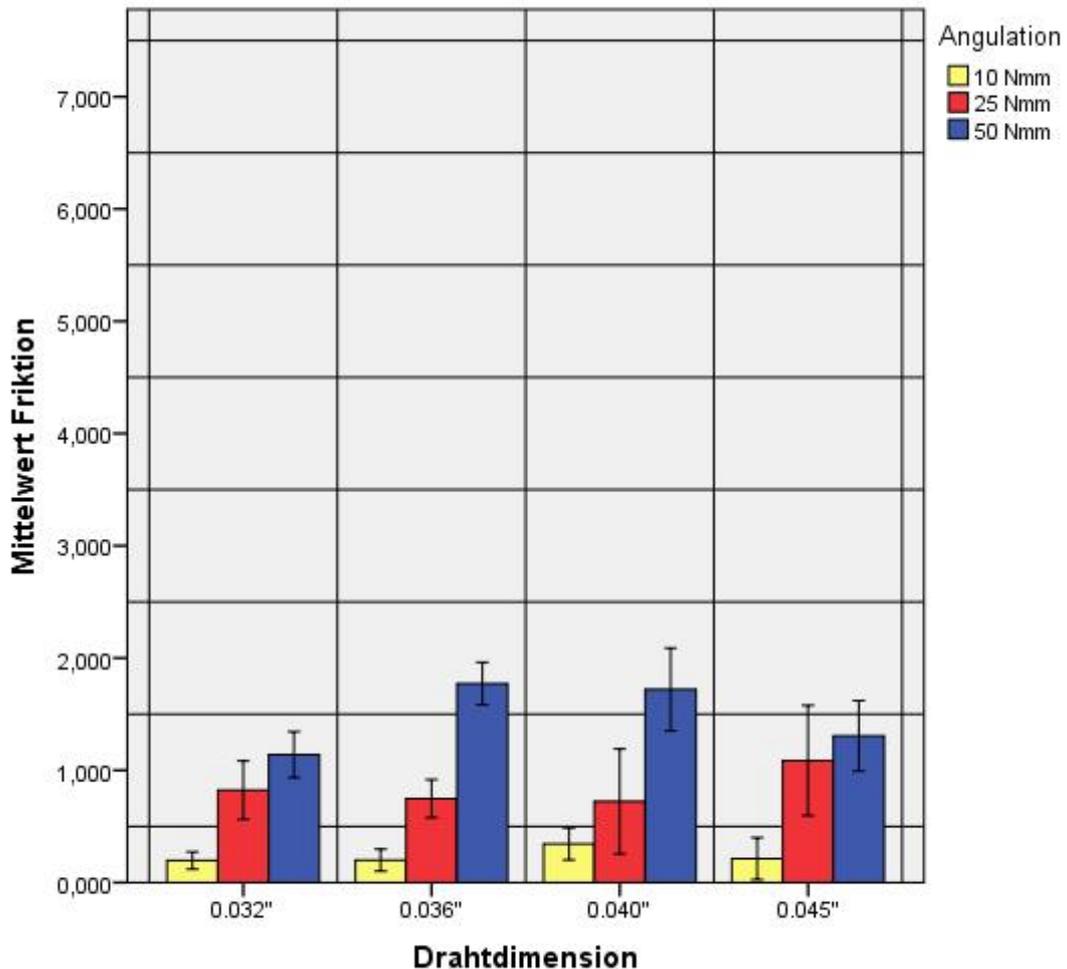


Abbildung 27: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebo- genes Tube klein in Kombination mit Edelstahlbögen

Tabelle 12 und Abbildung 28 zeigen die mittleren Friktionswerte des klei- nen selbstgeboenen Tubes in Kombination mit TMA-Bögen. Der niedrigs- te mittlere Friktionswert liegt bei 0,447 N (+/- 0,074 N) bei einer Bogen- dimension von 0.032" und einem Angulationsmoment von 10 Nmm. Der höchste mittlere Friktionswert beträgt 3,723 N (+/- 0,183 N) in Kombina- tion mit der Bogendimension von 0.032" und einem Angulationsmoment von 50 Nmm.

Ergebnisse

Tabelle 12: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube klein in Kombination mit TMA-Bögen

Bogendimension	Angulationsmoment	Mittelwert Frikktion	Standard- Abweichung	N
.032"	10 Nmm	0,447	0,074	5
	25 Nmm	1,547	0,202	5
	50 Nmm	3,723	0,183	5
.036"	10 Nmm	0,616	0,155	5
	25 Nmm	1,640	0,217	5
	50 Nmm	3,131	0,747	5

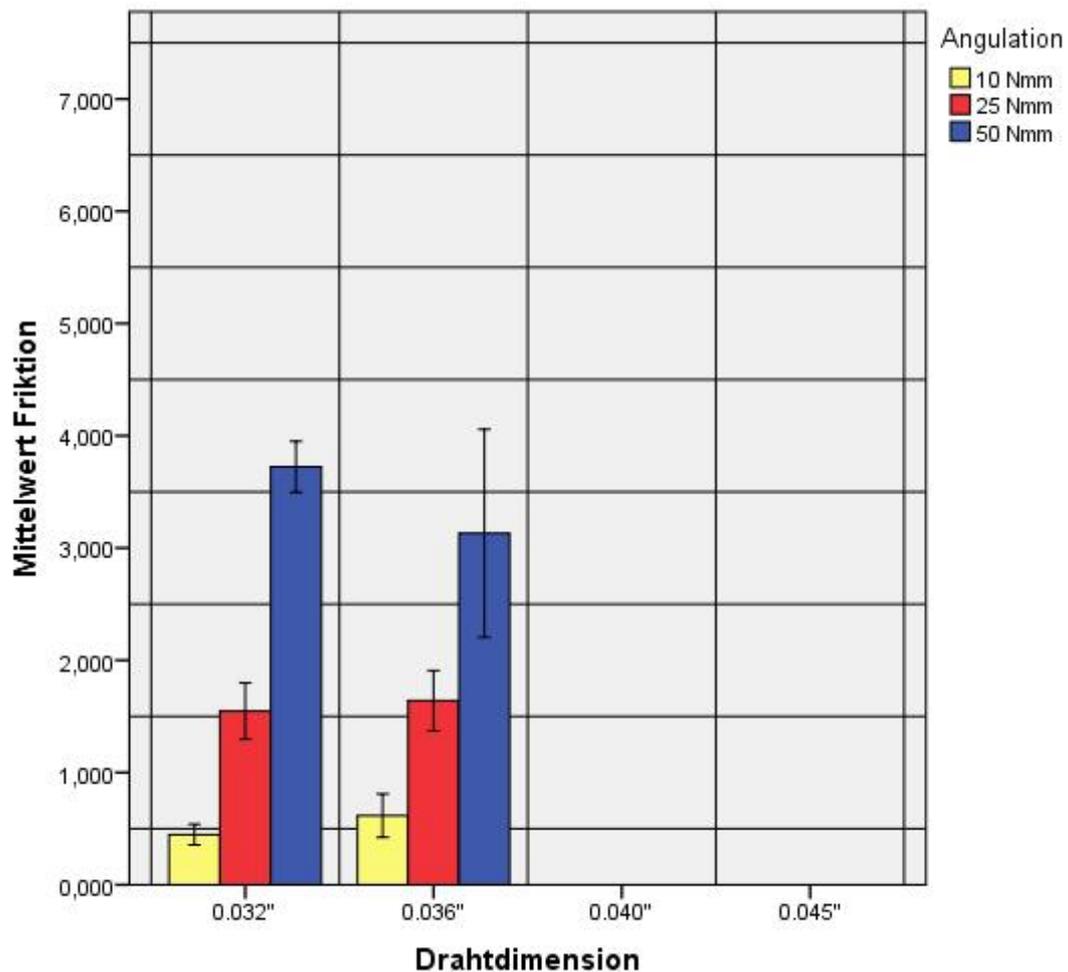


Abbildung 28: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube klein in Kombination mit TMA-Bögen

5.2. Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests

Tabelle 13, Tabelle 14 und

Tabelle 15 zeigen die Ergebnisse des Shapiro-Wilk-Tests. Die Mittelwerte, die nicht normalverteilt sind, sind *kursiv* dargestellt.

Tabelle 13: Ergebnisse (p-Wert) des Shapiro-Wilk-Tests: Angulationsmoment 10 Nmm

Bogenmaterial	Attachment	Bogendimension (inch)			
		.032"	.036"	.040"	.045"
Stahl	Benetube groß	0,8348	0,6060	0,3775	0,1925
	Benetube klein	0,0226	0,7145	0,7547	0,9948
	Titantube	0,1287	0,7895	0,2258	0,3006
	Slbst. Tube groß	0,4393	0,9728	0,1058	0,7647
	Slbst. Tube klein	0,4157	0,3396	0,3305	0,9620
TMA	Benetube groß	0,3894	0,2828	-	-
	Benetube klein	0,4492	0,7086	-	-
	Titantube	0,6369	0,6714	-	-
	Slbst. Tube groß	0,0412	0,2837	-	-
	Slbst. Tube klein	0,8767	0,6447	-	-

Tabelle 14: Ergebnisse (p-Wert) des Shapiro-Wilk-Tests: Angulationsmoment 25 Nmm

Bogenmaterial	Attachment	Bogendimension (inch)			
		.032"	.036"	.040"	.045"
Stahl	Benetube groß	0,3823	0,1822	0,0031	0,2972
	Benetube klein	0,3399	0,3644	0,9731	0,1034
	Titantube	0,7068	0,6178	0,3902	0,1149
	Slbst. Tube groß	0,5341	0,7337	0,5725	0,8117
	Slbst. Tube klein	0,4057	0,5930	0,0230	0,8469
TMA	Benetube groß	0,6196	0,6054	-	-
	Benetube klein	0,0436	0,9669	-	-
	Titantube	0,6332	0,7556	-	-
	Slbst. Tube groß	0,2786	0,3525	-	-
	Slbst. Tube klein	0,2989	0,1409	-	-

Tabelle 15: : Ergebnisse (p-Wert) des Shapiro-Wilk-Tests: Angulationsmoment 50 Nmm

Bogen- material	Attachment	Bogendimension (inch)			
		.032"	.036"	.040"	.045"
Stahl	Benetube groß	0,8215	0,5303	0,3837	0,0661
	Benetube klein	0,7965	0,6628	0,0724	0,8922
	Titantube	0,7133	0,3948	0,8589	0,4422
	Slbst. Tube groß	0,6669	0,4114	0,1646	0,4703
	Slbst. Tube klein	0,7452	0,2861	0,4550	0,7809
	Benetube groß	0,0429	0,4894	-	-
TMA	Benetube klein	0,4542	0,2386	-	-
	Titantube	0,3151	0,4655	-	-
	Slbst. Tube groß	0,3622	0,1488	-	-
	Slbst. Tube klein	0,4212	0,2910	-	-

5.3. Ergebnisse der univariaten Anova und des Kruskal-Wallis-Tests

Im Folgenden erfolgt die Darstellung der Ergebnisse der univariaten Anova, des Post-Hoc-Tests Tukey HSD sowie der Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests und des Post-Hoc-Tests Bonferroni. Die Haupteffekte wurden jeweils in Abhängigkeit beider Bogenmaterialien betrachtet, sowie getrennt in Abhängigkeit des Bogenmaterials TMA und Edelstahl. In diesen Analysen wurden nur die Mittelwerte der Bogendimensionen 0.032" und 0.036" verwendet, um die Ergebnisse vergleichbar zu machen.

In Tabelle 16 sind die Ergebnisse der Prüfung auf signifikante Unterschiede der unabhängigen Variablen, das heißt, des Attachmenttyps, des Bogenmaterials, der Bogendimension und der Angulation mittels univariater Anova dargestellt. Alle Haupteffekte besitzen eine Signifikanz von $< 0,05\%$, das bedeutet, die einzelnen Attachmenttypen unterscheiden sich signifikant in ihrer abhängigen Variablen, der Friktionskraft, voneinander. Ebenso unterscheiden sich das Material des Bogens, die Bogendimension und die Angulation in Abhängigkeit der gemessenen Friktionskraft voneinander.

Tabelle 16: Haupteffekte

Haupteffekte	Mittelwert	F	Sig.
Attachmenttyp	37,481	262,675	0,000
Bogenmaterial	75,450	528,766	0,000
Bogendimension	0,873	6,116	0,000
Angulation	111,580	781,972	0,000

5.3.1. Haupteffekt Attachmenttyp

In Tabelle 17 und Abbildung 29 sind die mittleren Friktionswerte der einzelnen Attachments, unter Einbeziehung aller Bogendimension, beider Bogenmaterialien und aller Angulationen dargestellt. Den höchsten mittleren Friktionswert erreicht das Benetube klein mit einer mittleren Reibungskraft von 2,14 N (+/- 1,89 N). Im Vergleich dazu hat das Benetube groß eine ca. 2,5-fach geringere Friktion. Die Friktion des Benetube klein ist fast 4,5-fach so hoch wie die Friktion des selbstgebogenen Tube groß. Das selbstgebogene Tube groß erreicht im Mittel den geringsten Friktionswert mit 0,49 N (+/- 0,39 N). Im Vergleich zum selbstgebogenen Tube klein erzielt es eine ca. 2,5-fach geringere Friktion. Das Titantube liegt mit seinem Reibungsmittelwert von 1,16 N (+/- 1,0 N) im mittleren Bereich und hat im Vergleich zum Benetube groß einen etwas höheren Friktionswert von 0,32 N.

Die höchsten gemessenen Friktionswerte hat das Benetube klein in Kombination mit einem 0.036" TMA-Bogen bei einer Angulation von 50 Nmm. Hier wurde ein Wert von 6,63 N (+/- 0,93 N) gemessen. Der geringste gemessene Friktionswert von 0,15 N (+/- 0,06 N) wurde beim selbstgebogenen Attachment in Kombination mit einem 0.032" Edelstahlbogen bei einer Angulation von 50 Nmm gemessen. Zugehörige Tabellen finden sich im Anhang.

Ergebnisse

Tabelle 17: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Attachmenttypen

Attachmenttyp	N	Mittelwerte	Std. Abweichung
selbst. Tube groß	90	0,486	0,390
Benetube groß	90	0,842	0,551
Titantube	90	1,159	1,002
selbst. Tube klein	90	1,187	0,985
Benetube klein	90	2,145	1,894

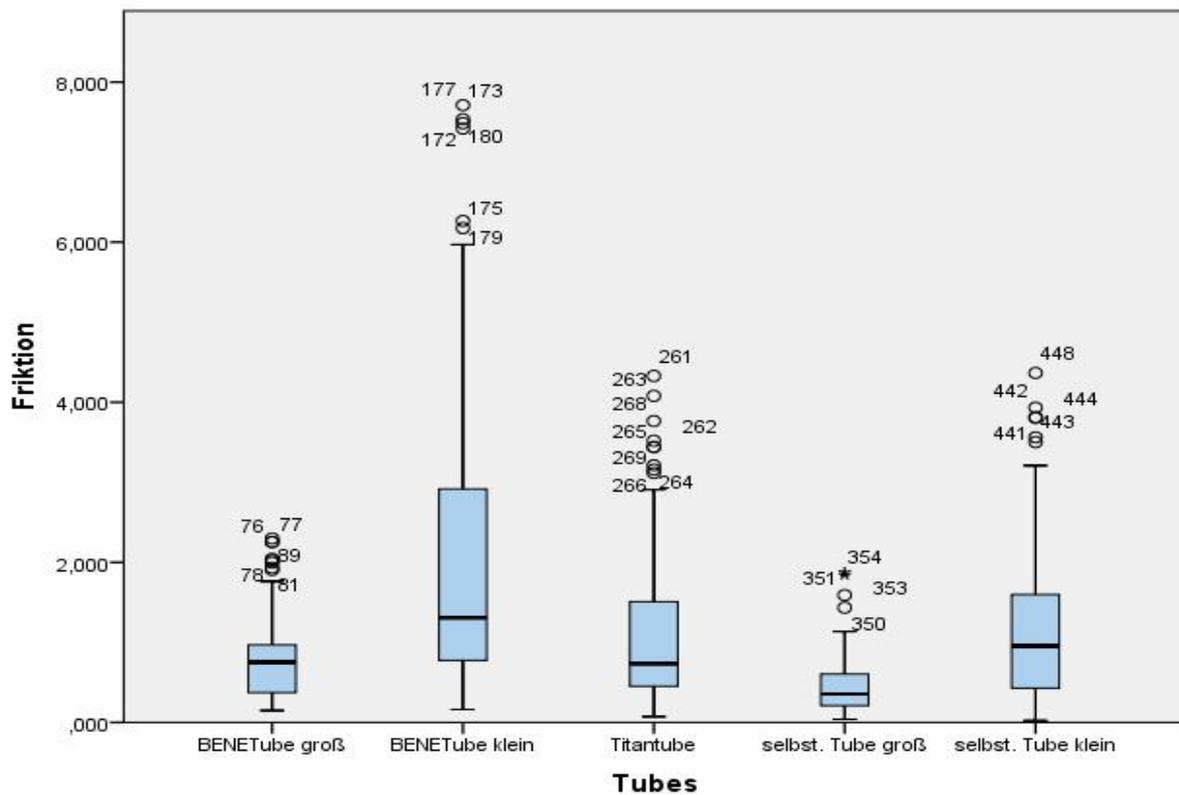


Abbildung 29: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Attachmenttypen

Ergebnisse

In Tabelle 18 und Abbildung 30 sind die mittleren Friktionswerte aller Tubes ausschließlich in Kombination mit Edelstahlbögen unter Einbeziehung aller Bogendimensionen und aller Angulationsmomente dargestellt. Betrachtet man die mittleren Friktionswerte der Tubes gemessen mit Edelstahlbögen, stellt sich eine andere Reihenfolge dar, als unter Einbeziehung beider Bogenmaterialien. Die gemessenen Friktionswerte liegen zwischen 0,35 N (+/- 0,28) und 1,47 N (+/- 1,1 N). Das große selbstgebogene Tube hat auch hier die kleinsten mittleren Friktionswerte, das Benetube auch hier den größten Reibungswiderstand. Allerdings hat das Titantube mit 0,87 N (+/- 0,64 N) in Kombination mit Edelstahlbögen einen größeren mittleren Friktionswert als das kleine selbstgebogene Tube mit 0,86 N (+/- 0,58 N). Das selbstgebogene Tube klein hat im Vergleich zum selbstgebogenen Tube groß, eine 2,4-fach höhere Friktion. Das Benetube groß hat im Vergleich zum Titantube eine 1,7-fach und im Vergleich zum Benetube klein eine ca. 2-fach kleinere Friktion.

Tabelle 18: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der verschiedenen Attachmenttypen in Kombination mit allen Edelstahlbögen

Attachment	N	Mittelwerte	Std. Abweichung
selbst. Tube groß	60	0,355	0,281
Benetube groß	60	0,742	0,518
selbst. Tube klein	60	0,856	0,581
Titantube	60	0,866	0,638
Benetube klein	60	1,470	1,106

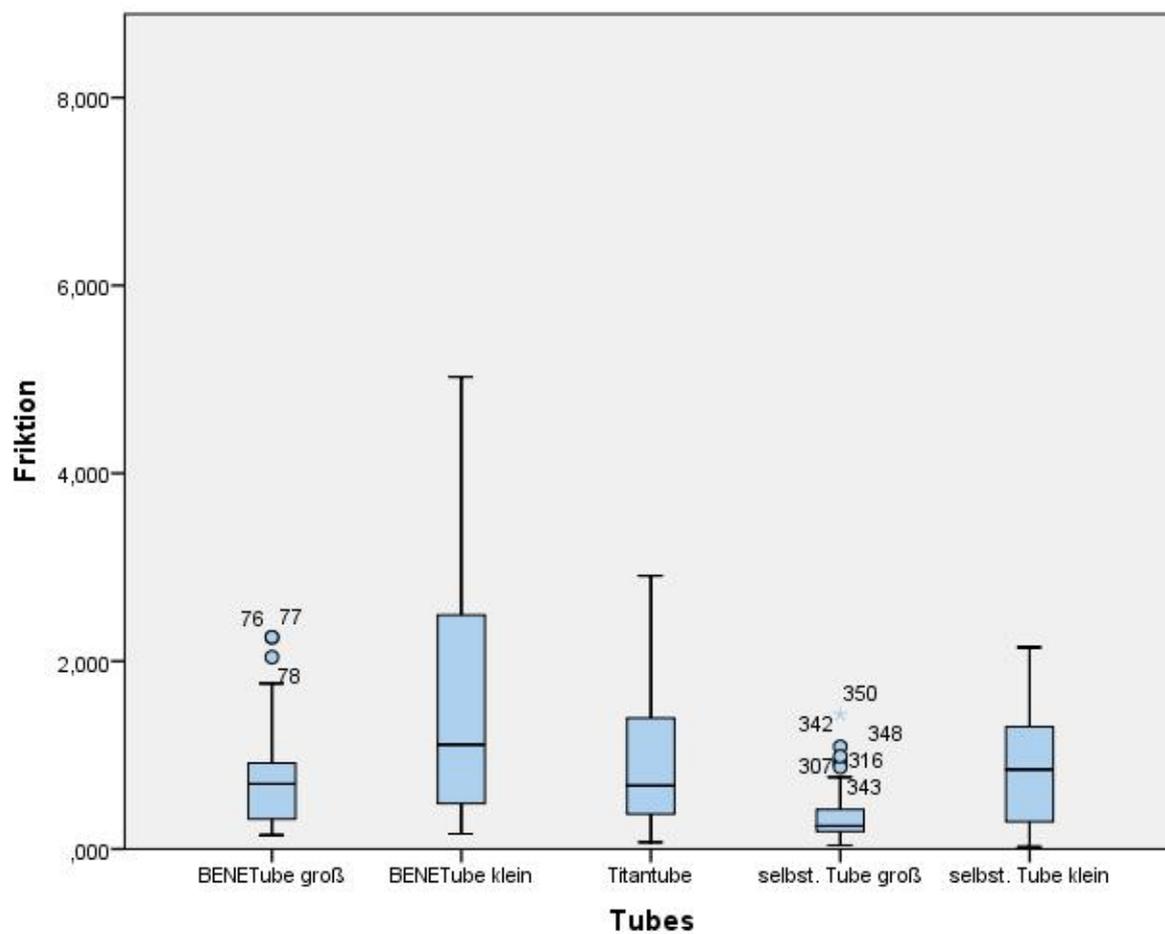


Abbildung 30: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung in Newton der verschiedenen Attachmenttypen in Kombination mit allen Edelstahlbögen

Ergebnisse

Das Benetube klein hat auch in Kombination mit TMA-Bögen, in Tabelle 19 und Abbildung 31 dargestellt, den höchsten Reibungsmittelwert von allen Attachmenttypen mit 3,49 N (+/- 2,38 N). Seine Friktion ist ca. 3,3-fach höher als die Friktion des Benetube groß in Kombination mit TMA-Bögen. Das selbstgebogene Attachment groß hat auch in Kombination mit dieser Bogenlegierung den geringsten Reibungsmittelwert, einen ca. 4,7-fach geringeren Wert im Vergleich zum Benetube klein mit 0,75 N (+/- 0,45 N). Auch das selbstgebogene kleine Tube erreicht eine 2,5-fach höhere Reibung im Vergleich zum selbstgebogenen großen Attachment. Das Titan-tube hat mit 1,75 N (+/- 1,31) eine höhere Friktion als das große Benetube mit 1,04 N (+/- 0.57 N)

Tabelle 19: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Attachmenttypen in Kombination mit TMA-Bögen

Attachment	N	Mittelwerte	Std. Abweichung
selbst. Tube groß	30	0,747	0,449
Benetube groß	30	1,043	0,569
selbst. Tube klein	30	1,746	1,310
Titantube	30	1,851	1,269
Benetube klein	30	3,495	2,385

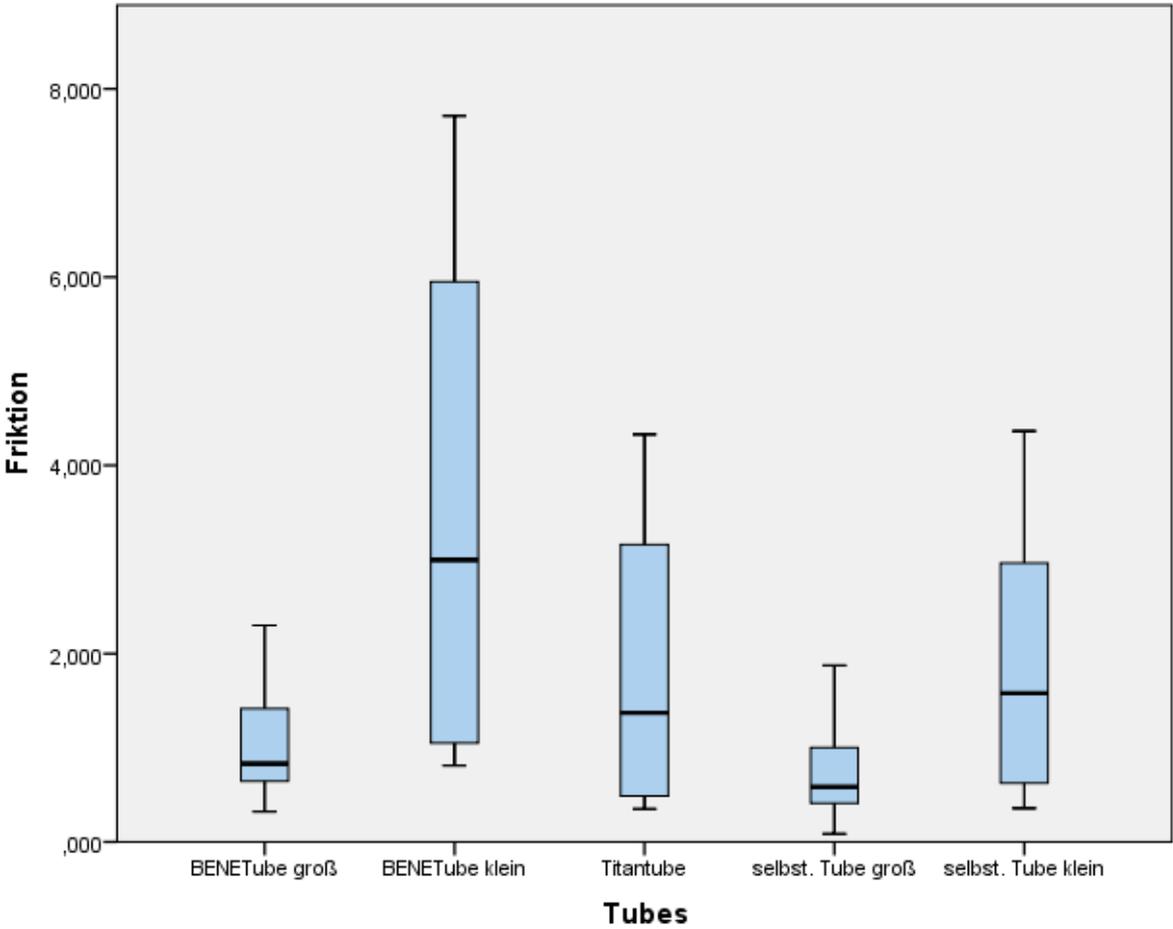


Abbildung 31: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Attachmenttypen in Kombination mit TMA-bögen

Ergebnisse

Sowohl in Kombination mit Edelstahlbögen der Bogendimensionen 0.032" und 0.036" als auch in Kombination mit TMA-Bögen, in Tabelle 20 und Abbildung 32 dargestellt, hat das Benetube klein die höchste Reibungskraft. Nachfolgend das selbstgebogene Tube klein, das Titantube groß und das Benetube groß. In beiden Kombinationen wurden die kleinsten Friktionskräfte beim selbstgebogenen Tube groß gemessen. Der Friktionsmittelwert des Benetube klein ist allerdings in Kombination mit TMA 2,5-fach so hoch, wie in Kombination mit Edelstahlbögen. Der Friktionswert des Titantubes und des selbstgebogenen Attachments ist in Kombination mit TMA-Bögen ca. 1 N höher als mit Edelstahlbögen. Bei dem selbstgebogenen Attachment groß und dem Benetube groß wurde ein Unterschied ungefähr 0,4 N gemessen.

Tabelle 20: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Kombination alle Attachmenttypen mit Edelstahlbögen in den Dimensionen 0.032" und 0.036"

Attachment	N	Mittelwerte	Std. Abweichung
selbst. Tube groß	30	0,277	0,192
Benetube groß	30	0,599	0,383
Titantube	30	0,771	0,553
Selbst. Tube klein	30	0,813	0,558
Benetube klein	30	1,408	0,980

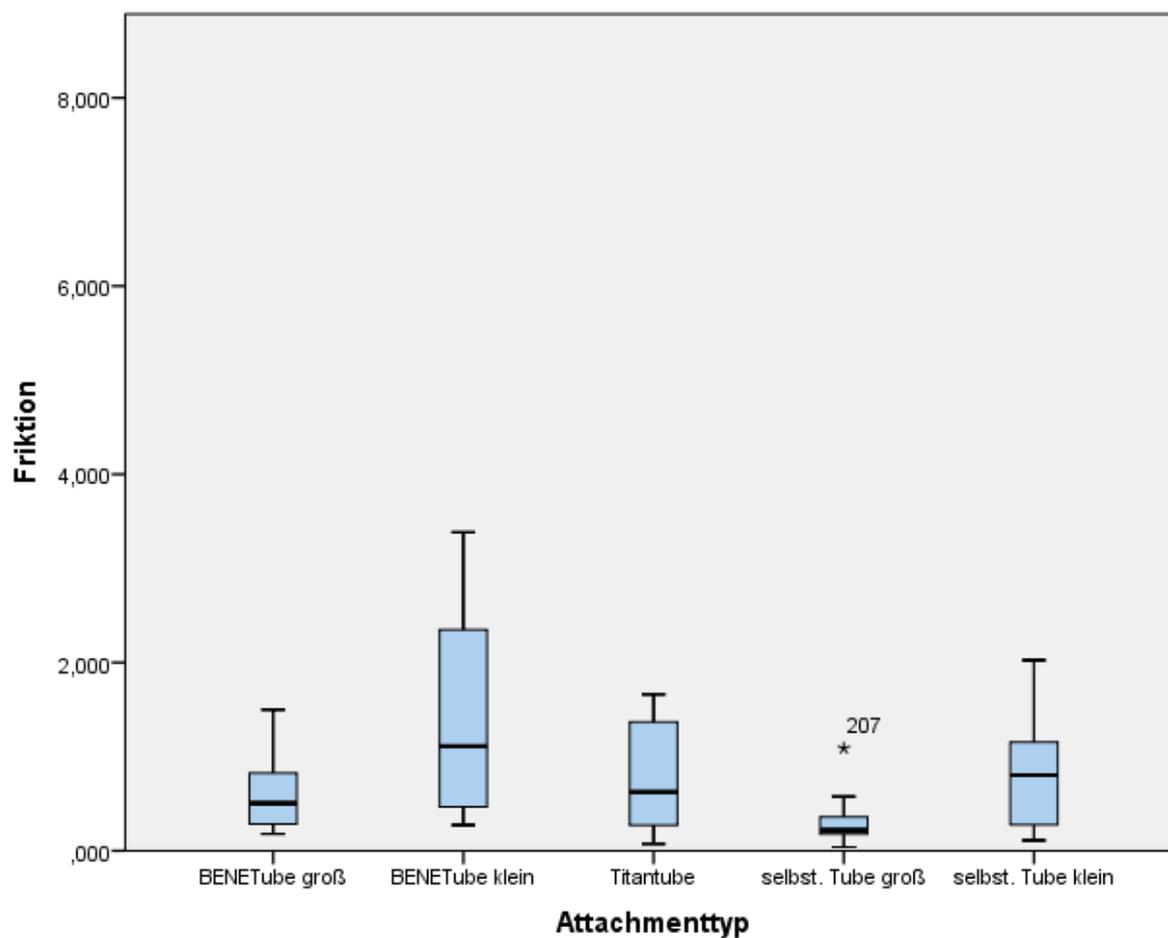


Abbildung 32: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Kombination alle Attachmenttypen mit Edelstahlbögen in den Dimensionen 0.032" und 0.036"

Ergebnisse

In Tabelle 21 wird dargestellt, wie sich die Tubes anhand der Mittelwerte, unter Einbeziehung aller Bogendimensionen, beider Bogenmaterialien und aller Angulationen signifikant bzw. nicht signifikant voneinander unterscheidet. Es unterscheiden sich alle Tubes signifikant voneinander, Ausnahmen sind das Titantube und das kleine selbstgebogene Tube. Hier findet sich kein signifikanter Unterschied in den ermittelten Reibungsmittelwerten.

Tabelle 21: Ergebnisse Anova/Tukey HSD Edelstahlbögen und TMA-Bögen (p-Wert)

Tube	Selbst. groß	Benetube groß	Titantube	Selbst. klein	Benetube klein
Selbst. groß Benetube groß	*** (,000)				
Titantube	*** (,000)	*** (,000)			
Selbst. klein Benetube klein	*** (,000)	*** (,000)	n.s. (,987)		
	*** (,000)	*** (,000)	*** (,000)	*** (,000)	*** (,000)

Ergebnisse

Anhand Tabelle 22 lässt sich erkennen, wie sich die Tubes signifikant in den Friktionsmittelwerten unterscheiden, wenn man nur die Kombination der einzelnen Attachments mit Stahlbögen, unter Einbeziehung aller Bogen­dimensionen und aller Angulationen betrachtet. In Kombination mit Edelstahlbögen unterscheiden sich die Mittelwerte des Titantubes nicht signifikant von den Mittelwerten des großen Benetube und auch nicht signifikant von den Mittelwerten des kleinen selbstgebogenen Tubes. Das große Benetube unterscheidet sich zudem in seinem Mittelwert nicht signifikant vom kleinen selbstgebogenen Tube. Alle anderen Tubes unterscheiden sich signifikant voneinander.

Tabelle 22: Ergebnisse Anova/Tukey HSD Edelstahlbögen (p-Wert)

Tube	Selbst. groß	Benetube groß	Titantube	Selbst. klein	Benetube klein
Selbst. groß					
Benetube groß	*** (,000)				
Titantube	*** (,000)	n.s. (,297)			
Selbst. klein	*** (,000)	n.s. (,384)	n.s.(1,000)		
Benetube klein	*** (,000)	*** (,000)	*** (,000)	*** (,000)	

Ergebnisse

Tabelle 23 zeigt, welche Attachments sich unter Einbeziehung aller Bogen- und Angulationen signifikant bzw. nicht signifikant in Kombination mit ausschließlich TMA-Bögen voneinander unterscheiden. Das große Benetube unterscheidet sich mit seinem Reibungsmittelwert nicht signifikant vom selbstgebogenen großen Tube. Außerdem unterscheidet sich das Titantube mit seinem Reibungsmittelwert nicht signifikant vom selbstgebogenen kleinen Tube. Alle anderen Reibungsmittelwerte unterscheiden sich signifikant voneinander.

Tabelle 23: Ergebnisse Anova/Tukey HSD TMA (p-Wert)

Tube	Selbst. groß	Benetube groß	Titantube	Selbst klein	Benetube klein
Selbst. groß Benetube groß	n.s. (,065)				
Titantube	*** (,000)	*** (,000)			
Selbst. klein Benetube klein	*** (,000)	*** (,000)	n.s. (,878)		
	*** (,000)	*** (,000)	*** (,000)	*** (,000)	*** (,000)

5.3.1.1. Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests

Laut dem Kruskal-Wallis-Test und dem Post-Hoc Test Bonferroni unterscheiden sich alle Attachmenttypen untereinander signifikant. Dies ist in Tabelle 24 dargestellt.

Tabelle 24: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests

Nullhypothese	Sig.	Ergebnis
Innerhalb der Mittelwerte der Gruppe "Attachment" gibt es in Bezug auf die abhängige Variable "Frikktion" keine sig. Unterschiede	,000	Die Nullhypothese wird abgelehnt

5.3.2. Haupteffekt Bogendimension

Es folgt eine tabellarische Darstellung der Reibungsmittelwerte in Bezug auf die Bogendimensionen in Kombination mit allen Attachments und unter Einbeziehung aller Angulationen.

Tabelle 25 und Abbildung 33 zeigt den mittleren Friktionswert und die Standardabweichung der einzelnen Bogendimensionen der Edelstahlbögen, unter Einbeziehung aller Tubes und aller Angulationen. Die Mittelwerte für die Bogendimensionen von Edelstahl liegen zwischen 0,72 N und 0,61 N. Den geringsten Mittelwert findet man bei der Bogendimension 0.032" mit 0,72 N (+/- 0,6 N), den höchsten bei 0.045" mit 0,99 N (+/- 0,77 N). Unter Anwendung einer Bogendimension von 0.045" war die Reibungskraft somit 1,4-fach höher als bei Anwendung einer Bogendimension von 0.032". Die Bogendimensionen 0.036" und 0.040" liegen in ansteigender Reihenfolge dazwischen. Der Reibungswiderstand erhöhte sich bei Erhöhung der Bogendimension nur um ca. 0,1 N.

Tabelle 25: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Edelstahlbögen

Bogendimension	N	Mittelwerte	Std. Abweichung
.032"	75	0,723	0,607
.036"	75	0,824	0,776
.040"	75	0,889	0,870
.045"	75	0,996	0,774

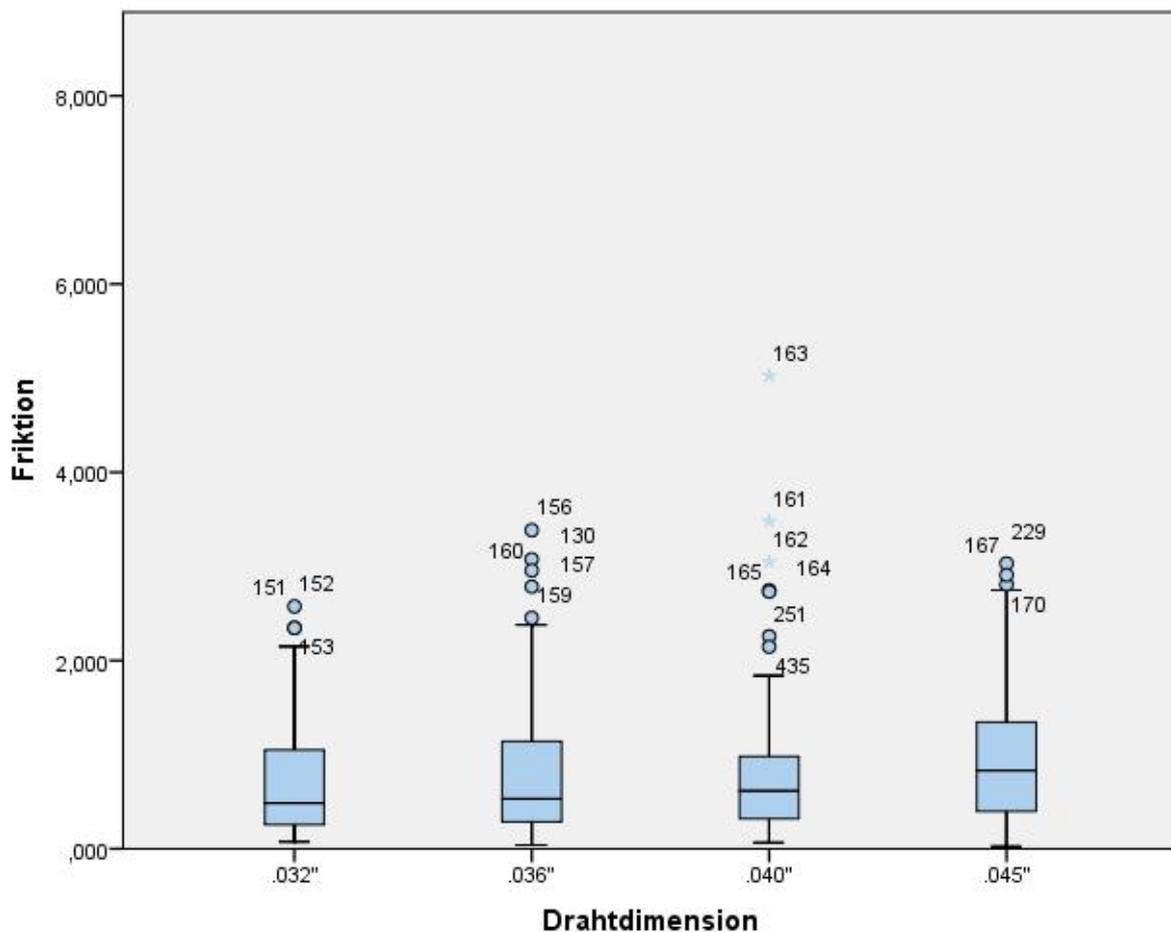


Abbildung 33: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Edelstahlbögen

Tabelle 26 und Abbildung 34 zeigt den mittleren Friktionswert und die Standardabweichung der einzelnen Bogendimensionen der TMA-Bögen, unter Einbeziehung aller Attachments und aller Angulationen. Die Mittelwerte für die Bogendimensionen von TMA liegen zwischen 1,75 N (+/- 1,69 N) und 1,8 N (+/- 1,69 N). Den kleineren Mittelwert findet man bei einer Bogendimension von 0,036". Die Reibungsmittelwerte unterscheiden sich nur um 0,04 N.

Im Vergleich zu Edelstahl hat TMA bei einer Bogendimension von 0.032" eine um ungefähr 1 N höhere Reibungskraft. Bei einer Bogendimension von 0.036" liegt die Differenz bei 0,93 N. Auch hier wurden für TMA die höheren Reibungskräfte gemessen.

Tabelle 26: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) TMA-Bögen

Bogendimension	N	Mittelwerte	Std. Abweichung
.032"	75	1,800	1,687
.036"	75	1,753	1,655
.040"	0	—	—
.045"	0	—	—

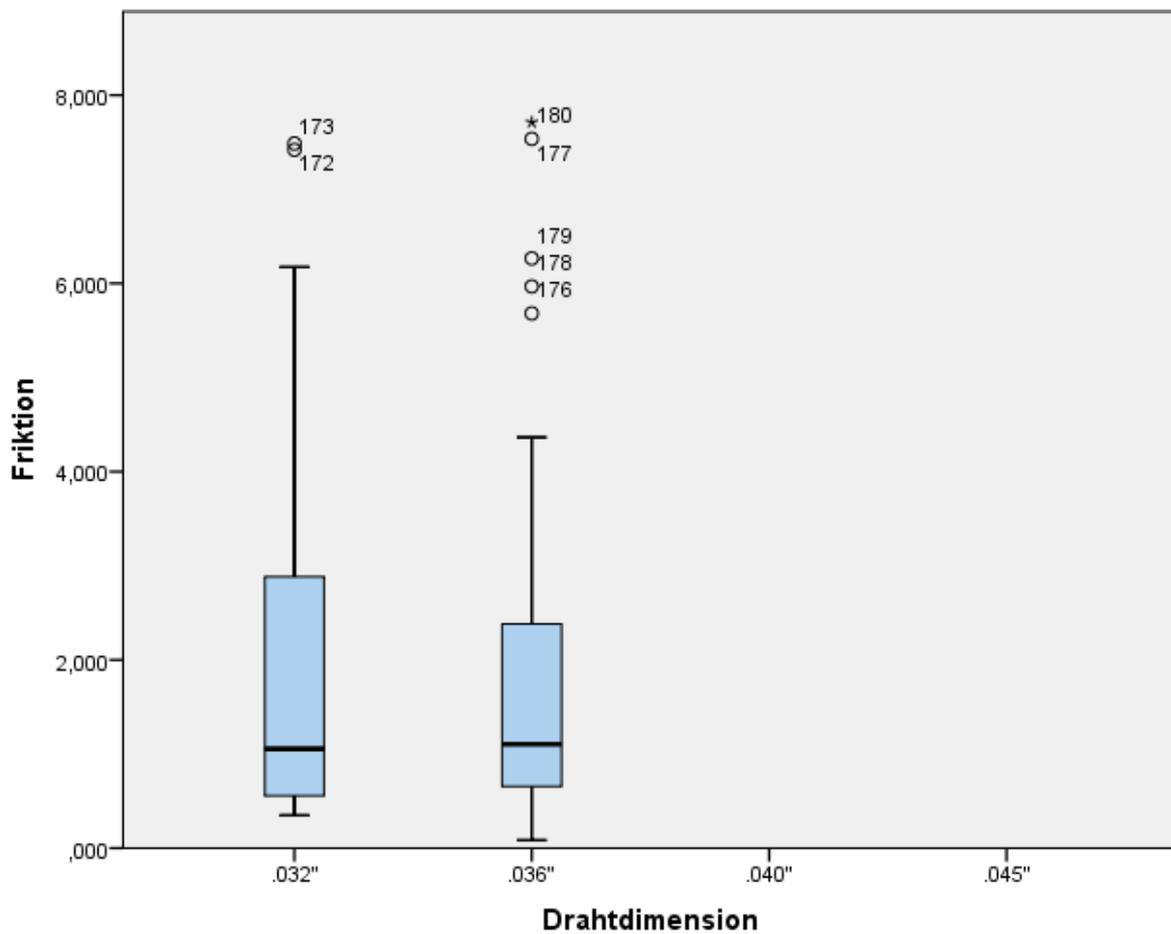


Abbildung 34: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) TMA-Bögen

Ergebnisse

Tabelle 27 zeigt, welche Bogendimensionen der Edelstahlbögen sich signifikant bzw. nicht signifikant voneinander unterscheiden. Drahtdimensionen, die sich wenig in ihrer Bogendimension unterscheiden, unterscheiden sich in Bezug auf ihre resultierende Friktion nicht signifikant voneinander. Das heißt, 0.032" unterscheidet sich nicht signifikant von 0.036", 0.032" unterscheidet sich aber signifikant von 0.040" und 0.045". 0.036" unterscheidet sich nicht signifikant von 0.032" und 0.040", aber signifikant von 0.045". 0.045" unterscheidet sich von allen Bogendimensionen signifikant, außer von 0.040"

Tabelle 27: Ergebnisse Anova/Tukey HSD Edelstahlbögen (p-Wert)

Drahtdimension	.032"	.036"	.040"	.045"
.032"				
.036"	n.s. (,285)			
.040"	* (,020)	n.s. (,671)		
.045"	*** (,000)	* (,016)	n.s. (,243)	

Tabelle 28 zeigt, dass sich die Bogendimension 0,032" und 0,036" der TMA-Bögen unter Einbeziehung aller Tubes und aller Angulationen nicht signifikant voneinander unterscheiden.

Tabelle 28: Ergebnisse Anova/Tukey HSD TMA (p-Wert)

Drahtdimension	.032"	.036"
.032"		
.036"	n.s. (,505)	

5.3.2.1. Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests

In Tabelle 29 sind die Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Test und des Post-Hoc Test Bonferroni dargestellt, demnach gibt es innerhalb der Gruppe Drahtdimension keine signifikanten Unterschiede.

Tabelle 29: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests

Nullhypothese	Sig.	Ergebnis
Innerhalb der Mittelwerte der Gruppe "Drahtdimension" gibt es in Bezug auf die abhängige Variable "Friktion" keine sig. Unterschiede	0,91	Die Nullhypothese wird bestätigt

5.3.3. Haupteffekt Bogenmaterial

Im Folgenden sind die Mittelwerte der Bogenmaterialien unter Einbeziehung aller Attachments, aller Bogendimensionen und aller Angulationen dargestellt. Zudem ist der Mittelwert der Bogendimensionen 0.032" und 0.036" gesondert dargestellt, um mit den Werten der TMA-Bögen vergleichbar zu sein. Mittels T-Test wurde ermittelt, ob die Bogenmaterialien sich signifikant voneinander unterscheiden.

Nur in den Dimensionen 0.032" und 0.036" kann eine gemeinsame Betrachtung beider Bogenmaterialien erfolgen, da die TMA-Bögen nur in der Dimensionen 0.032" und 0.036" vorlagen. Aus diesem Grund wird dies in Tabelle 30 gesondert dargestellt.

Tabelle 30, Abbildung 35 und Abbildung 36 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen beider Bogenmaterialien. Der mittlere Reibungswert aller Edelstahlbögen liegt bei 0,86 N (+/- 0,76 N). Der mittlere Reibungswert von TMA bei 1,78 N (+/- 1,67 N). Edelstahl erreicht den niedrigsten mittleren Friktionswert bei einer Bogendimension von 0.032" und einer Angulation von 10 Nmm mit einem Wert von 0,26 N (+/- 0.11 N) gemittelt über alle Tubes und den höchsten Wert bei einer Bogendimension von 0.040" und einer Angulation von 50 Nmm mit einem Friktionswert von 1,66 N (+/- 1,11 N). TMA erreicht den niedrigsten mittleren Friktionswert, gemittelt über alle Tubes bei einer Bogendimension von 0.036" und einer Angulation von 10 Nmm mit 0,57 N (+/- 0,25 N) sowie den höchsten Friktionswert bei einer Bogendimension von 0.032" und einer Angulation von 50 Nmm mit einem Friktionswert von 3,28 N (+/- 1,99 N). TMA zeigt im Durchschnitt ca. 2-fach höhere Friktionswerte als Edelstahl. Zugehörige Tabellen finden sich im Anhang.

Ergebnisse

Tabelle 30: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Edelstahlbögen und TMA-Bögen

Bogenmaterial	N	Mittelwert	Std. Abweichung
Edelstahl	300	0,858	0,765
TMA	150	1,776	1,666
Edelstahl .032" und .036"	150	0,773	0.533

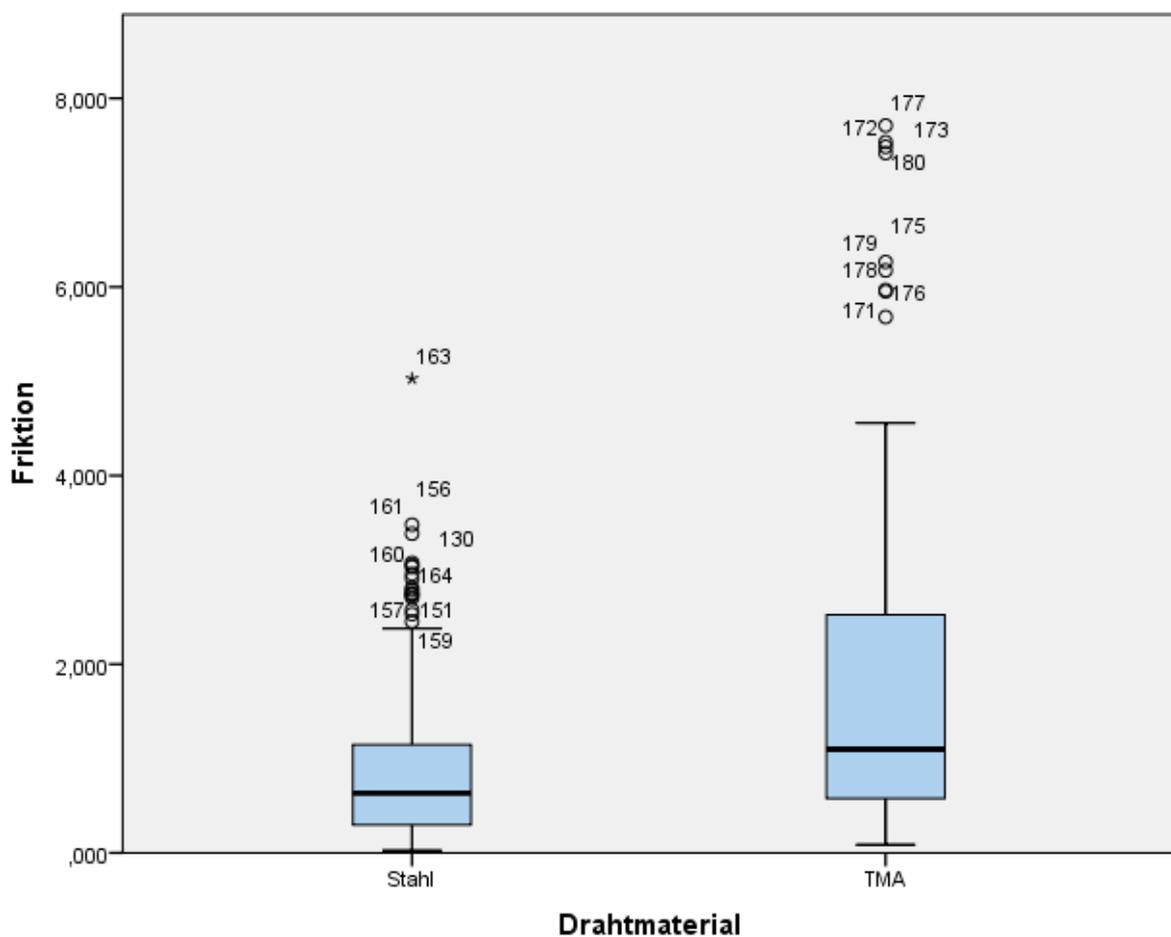


Abbildung 35: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Edelstahlbögen und TMA-Bögen

Ergebnisse

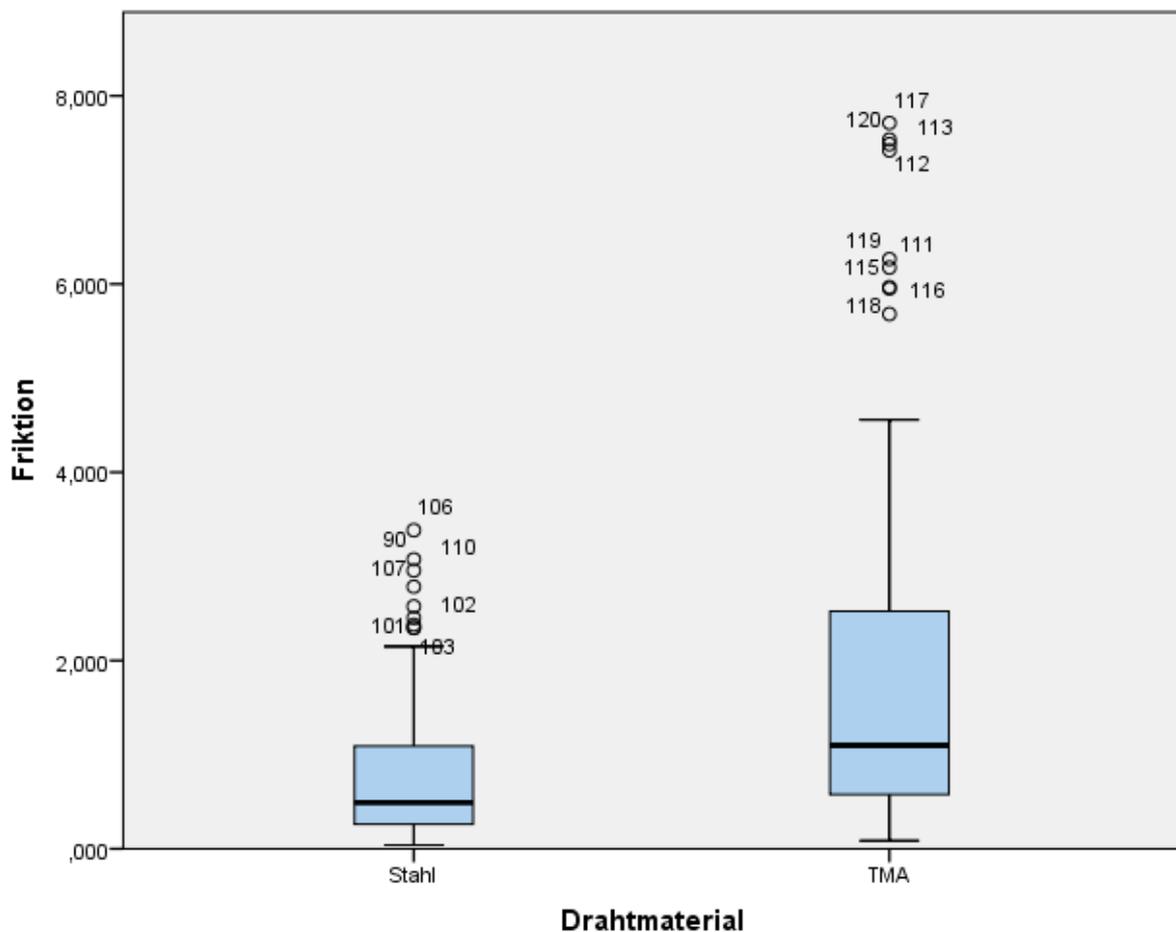


Abbildung 36: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Edelstahlbögen und TMA-Bögen in den Drahtdimensionen 0.032" und 0.036"

Wie in Tabelle 31 zu erkennen unterscheiden sich die Bogenmaterialien anhand ihres Reibungsmittelwerts signifikant voneinander.

Tabelle 31: Ergebnisse Anova/Tukey HSD der Bogenmaterialien (p-Wert)

Bogenmaterialien	Edelstahl	TMA
Edelstahl		
TMA		*** (,000)

5.3.3.1. Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests

Tabelle 32 zeigt die Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Test und des Post-Hoc-Test Bonferroni. Laut diesen Tests unterscheiden sich die Mittelwerte bei den Drahtmaterialien signifikant voneinander.

Tabelle 32: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests

Nullhypothese	Sig.	Ergebnis
Innerhalb der Mittelwerte der Gruppe "Drahtmaterial" gibt es in Bezug auf die abhängige Variable "Friktion" keine sig. Unterschiede	,000	Die Nullhypothese wird abgelehnt

5.3.4. Haupteffekt Angulationsmoment

Die Friktionsmittelwerte und die Standardabweichung, in Bezug auf die eingestellten Angulationsmomente, werden im folgenden Abschnitt in graphischer und tabellarischer Form dargestellt. Im Anschluss werden die Ergebnisse der Anova in einer Kreuztabelle gezeigt.

Tabelle 33 und Abbildung 37 zeigt die mittleren Reibungswerte und die Standardabweichung bezogen auf die verschiedenen Angulationen, unter Einbeziehung aller Tubes, beider Bogenmaterialien und aller Bogendimensionen. Der niedrigste Mittelwert wurde bei einem Angulationsmoment von 10 Nmm mit 0,4 N (+/- 0,23 N) gemessen, der höchste Mittelwert bei einem Angulationsmoment von 50 Nmm mit 2,04 N (+/- 1,61 N). Dazwischen liegt der Mittelwert von 25 Nmm mit 1,05 N (+/- 0,71 N).

Der gemessene mittlere Friktionswert ist somit bei einem Drehmoment von 50 Nmm 4-fach so hoch, wie bei einem Angulationsmoment von 10 Nmm. Man erkennt eine fast lineare Abhängigkeit zwischen Angulationsmoment und resultierender Friktion.

Tabelle 33: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Angulationsmomente

Angulationsmoment	N	Mittelwert	Std. Abweichung
10 Nmm	150	0,401	0,235
20 Nmm	150	1,055	0,715
50 Nmm	150	2,036	1,608

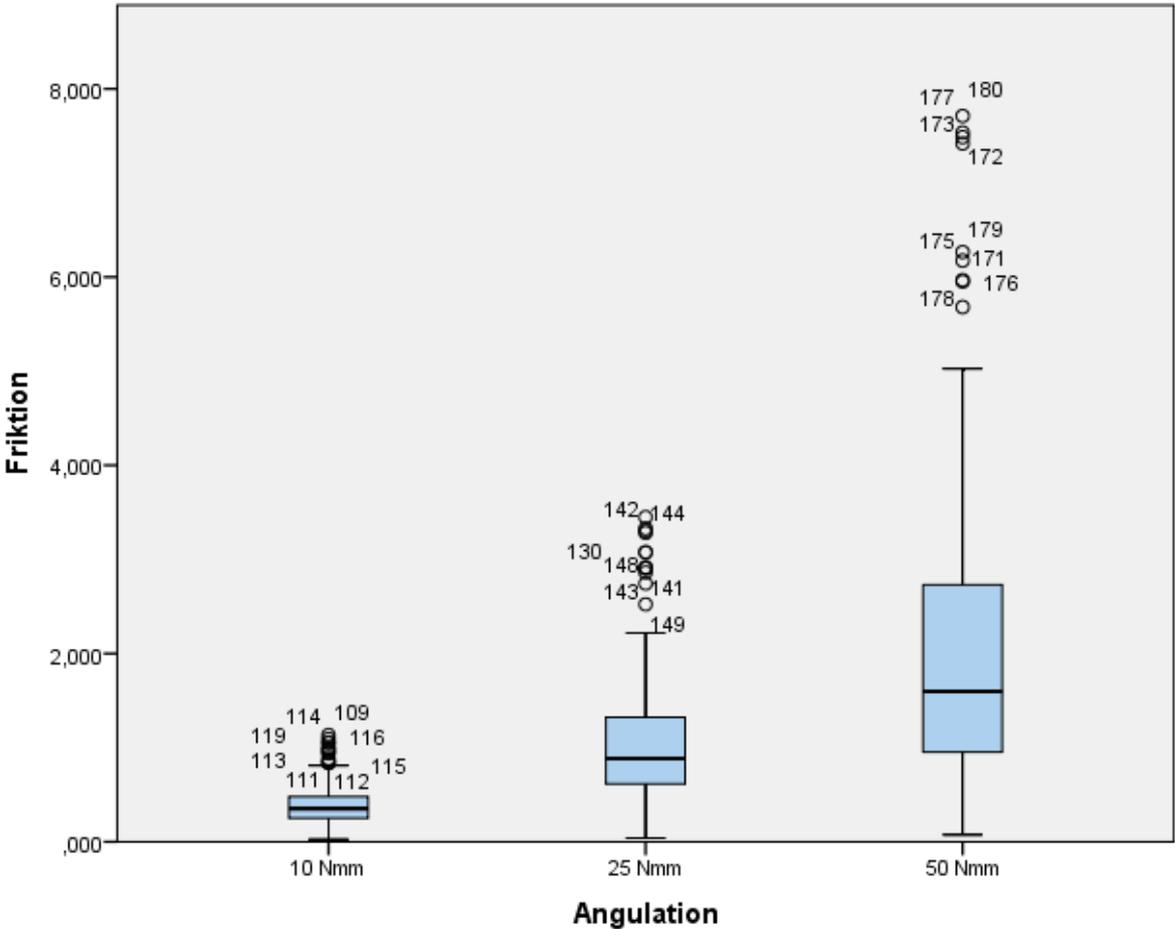


Abbildung 37: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Angulationsmomente

Tabelle 34 und Abbildung 38 zeigen die mittleren Reibungswerte der verschiedenen Angulationsmomente unter Verwendung von Edelstahlbögen und unter Einbeziehung aller Bogendimensionen. Den geringsten Mittelwert findet man bei einem Angulationsmoment von 10 Nmm mit 0,31 N (+/-0,17 N), den höchsten Wert von 1,46 N (+/-0,92 N) bei einem Angulationsmoment von 50 Nmm, dazwischen liegt der Reibungsmittelwert bei einem Angulationsmoment von 20 Nmm mit 0,8 N (+/- 0,47 N). Auch bei der alleinigen Betrachtung von Edelstahlbögen steigt die Friktion mit höherem appliziertem Angulationsmoment.

Tabelle 34: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationsmomente der Edelstahlbögen

Angulationsmoment	N	Mittelwert	Std. Abweichung
10 Nmm	100	0,312	0,174
20 Nmm	100	0,801	0,469
50 Nmm	100	1,461	0,920

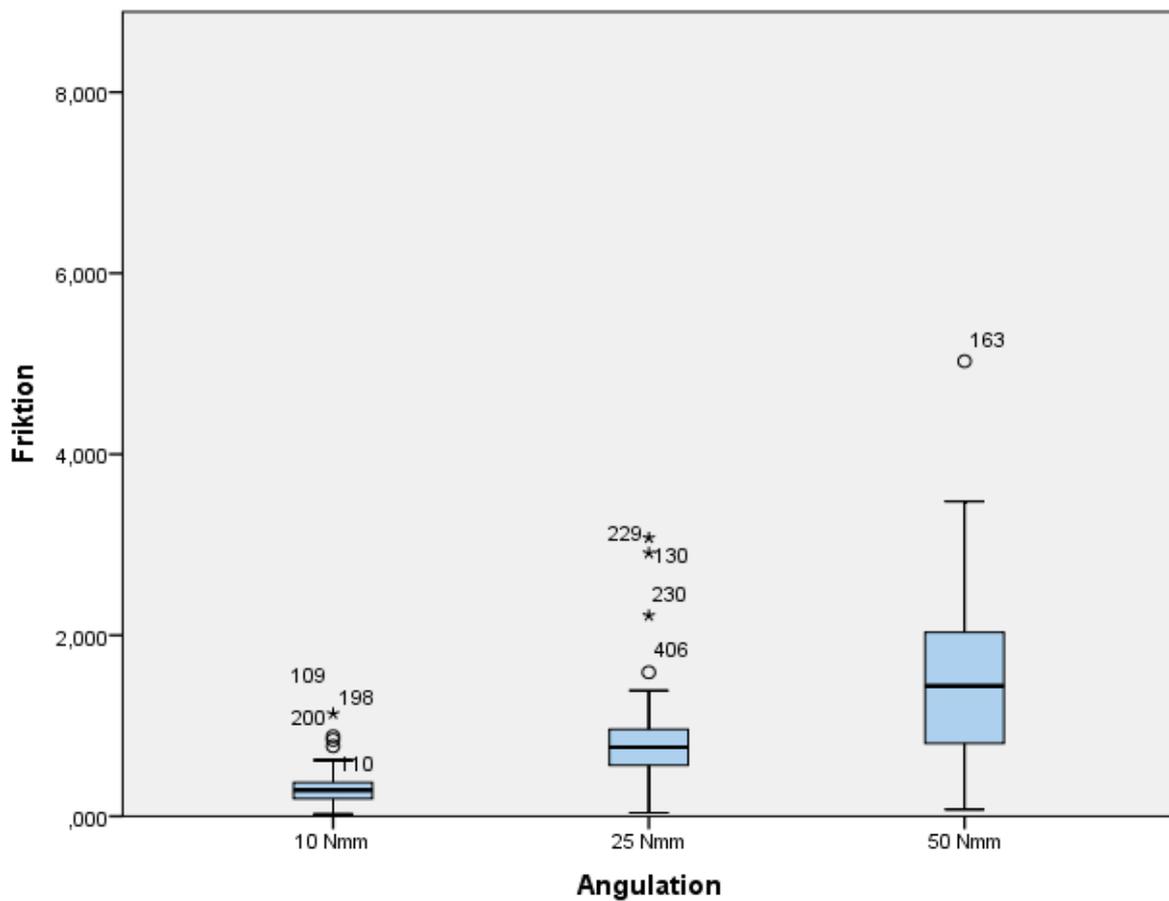


Abbildung 38: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationsmomente der Edelstahlbögen

Tabelle 35 und Abbildung 39 zeigen die mittleren Reibungswerte der verschiedenen Angulationsmomente unter Verwendung von TMA-Bögen, unter Einbeziehung aller Bogendimensionen und aller Attachments. Den geringsten Mittelwert findet man bei einem Angulationsmoment von 10 Nmm mit 0,57 N (+/-0,24 N), den höchsten Wert von 3,19 N (+/- 2,03 N) bei einem Angulationsmoment von 50 Nmm, dazwischen liegt der Reibungsmittelwert bei einem Angulationsmoment von 20 Nmm mit 1,56 N (+/- 0,84 N). Auch unter Betrachtung der TMA-Bögen steigt der Reibungswiderstand in Bezug auf die Angulationsmomente nahezu linear.

Ergebnisse

Tabelle 35: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationsmomente TMA-Bögen

Angulationsmoment	N	Mittelwert	Std. Abweichung
10 Nmm	50	0,579	0,241
25 Nmm	50	1,563	0,845
50 Nmm	50	3,187	2,032

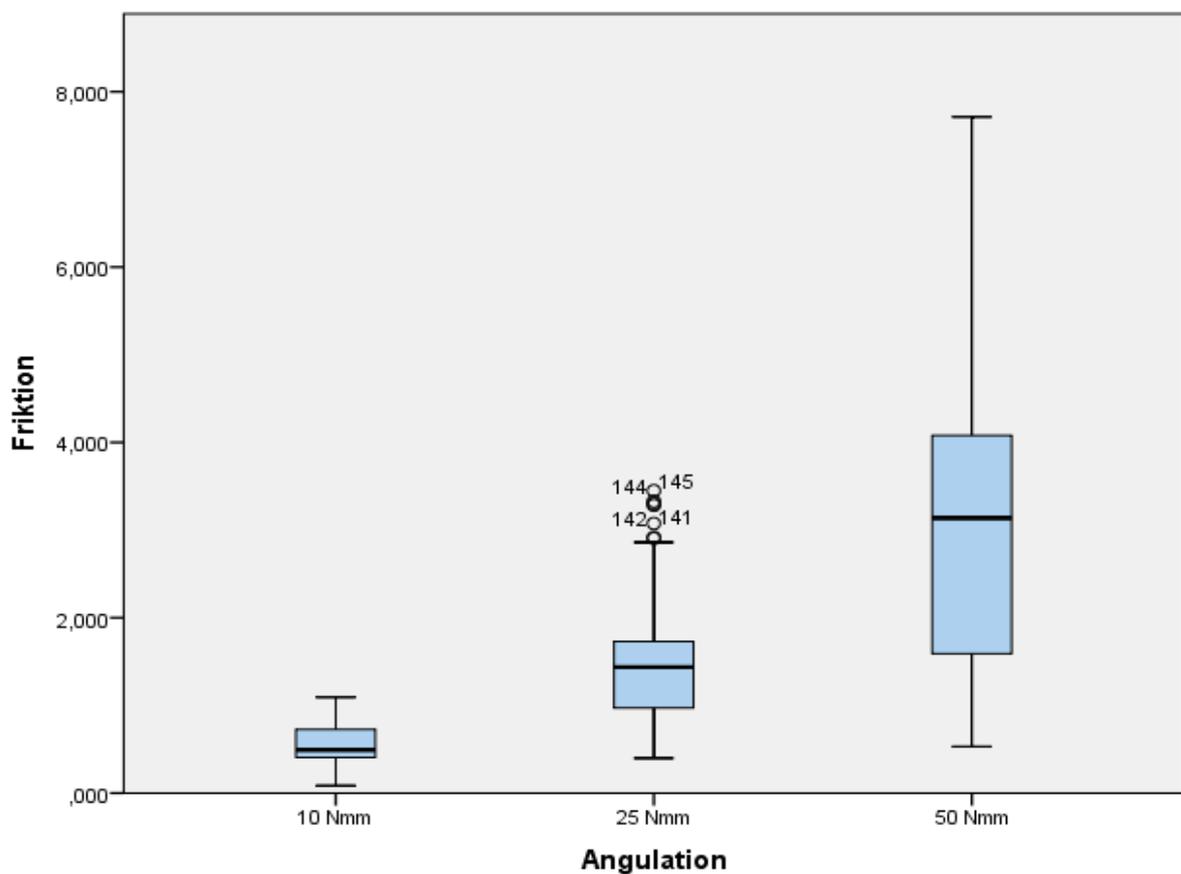


Abbildung 39: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationsmomente TMA-Bögen

Ergebnisse

Tabelle 36 und Abbildung 40 zeigt zum Vergleich die Angulationsmomente der Edelstahlbögen einer Dimension von 0.032" und 0.036". Die Friktionsmittelwerte der TMA-Bögen liegen auch bei Betrachtung der einzelnen Angulationsmomente im Vergleich zu Edelstahlbögen höher. So ist die mittlere Friktion bei allen Angulationsmomenten mit TMA doppelt so hoch, wie bei Verwendung von Edelstahlbögen. Bei einem Angulationsmoment von 50 Nmm ist die gemessene Friktionskraft sogar 2,5-fach höher.

Tabelle 36: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationsmomente bei Edelstahlbögen in den Bogendimensionen 0.032" und 0.036"

Angulationsmoment	N	Mittelwert	Std. Abweichung
10 Nmm	50	0,266	0,114
25 Nmm	50	0,757	0,441
50 Nmm	50	1,297	0,840

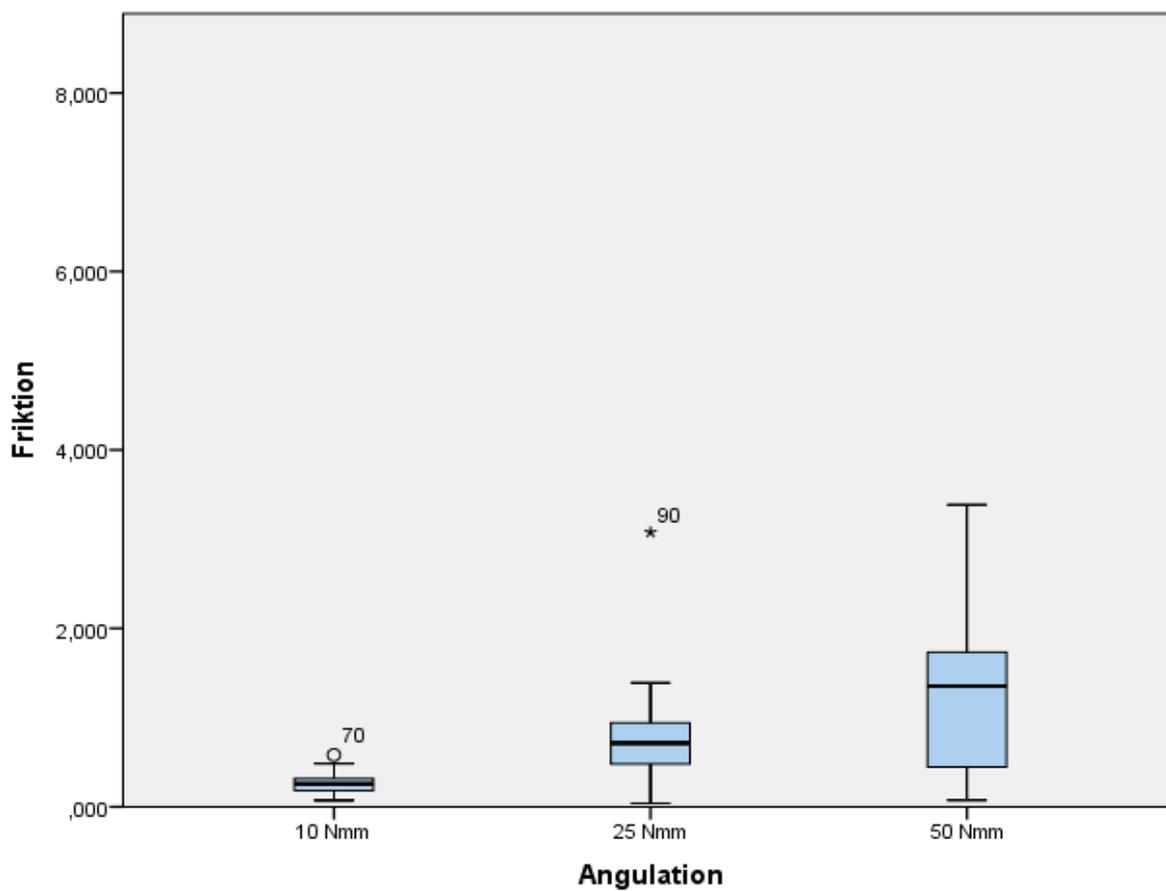


Abbildung 40: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationsmomente bei Edelstahlbögen in den Bogendimensionen 0.032" und 0.036"

Ergebnisse

Tabelle 37 zeigt, dass sich alle Angulationsmomente bezogen auf alle Attachments, alle Bogenmaterialien und alle Bogendimensionen signifikant voneinander unterscheiden.

Tabelle 37: Ergebnisse der Anova/Tukey HSD Angulationsmomente (p-Wert)

Angulationsmoment	10 Nmm	20 Nmm	50 Nmm
10 Nmm			
20 Nmm	*** (,000)		
50 Nmm	*** (,000)	*** (,000)	

Tabelle 38 zeigt, dass sich alle Angulationsmomente bezogen auf alle Attachments in Kombination mit Edelstahlbögen, unter Einbeziehung aller Bogendimensionen signifikant voneinander unterscheiden.

Tabelle 38: Ergebnisse der Anova/Tukey HSD Angulationsmomente bei Edelstahlbögen (p-Wert)

Angulationsmoment	10 Nmm	20 Nmm	50 Nmm
10 Nmm			
20 Nmm	*** (,000)		
50 Nmm	*** (,000)	*** (,000)	

Ergebnisse

Tabelle 39 zeigt, dass sich alle Angulationsmomente bezogen auf alle Attachments in Kombination mit TMA-Bögen, unter Einbeziehung aller Bogenabmessungen signifikant voneinander unterscheiden.

Tabelle 39: Ergebnisse der Anova/Tukey Angulationsmomente bei TMA-Bögen (p-Wert)

Angulationsmoment	10 Nmm	20 Nmm	50 Nmm
10 Nmm			
20 Nmm	*** (,000)		
50 Nmm	*** (,000)	*** (,000)	

5.3.4.1. Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests

Tabelle 40 zeigt die Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests und des Post-Hoc-Tests Bonferroni. Der Test zeigt, dass es innerhalb der Mittelwerte der Gruppe Angulation signifikante Unterschiede gibt.

Tabelle 40: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests

Nullhypothese	Sig.	Ergebnis
Innerhalb der Mittelwerte der Gruppe "Angulation" gibt es in Bezug auf die abhängige Variable "Friktion" keine sig. Unterschiede	,000	Die Nullhypothese wird abgelehnt

5.4. Interaktion

In den folgenden Tabellen finden sich die Interaktionseffekte. Alle signifikanten Effekte sind mittels Fettschrift markiert. Nicht signifikant unterschiedlich sind alle Interaktionseffekte, die den Haupteffekt „Bogendimension“ beinhalten, da dieser selbst keine signifikanten Unterschiede aufweist.

Tabelle 41: Interaktionen 1. Ordnung (p-Wert)

Interaktionen 1. Ordnung	Mittelwert	F	Sig.
Tubetyp*Bogenmaterial	6,654	46,634	*** (0,000)
Tubetyp*Bogendimension	0,192	1,346	n.s. (0,191)
Tubetyp*Angulation	11,383	79,776	*** (0,000)
Bogenmaterial*Bogendimension	0,413	2,897	n.s. (0,090)
Bogenmaterial*Angulation	16,252	113,897	*** (0,000)
Bogendimension*Angulation	0,308	2,156	*** (0,047)

Tabelle 42: Interaktionen 2. Ordnung (p-Wert)

Interaktionen 2. Ordnung	Mittelwert	F	Sig.
Tubetyp*Bogenmaterial*Bogendimension	0,212	1,488	n.s. (0,205)
Tubetyp*Bogenmaterial*Angulation	1,782	12,491	*** (0,000)
Tubetyp*Bogendimension*Angulation	0,275	1,925	** (0,006)
Bogenmaterial*Bogendimension*Angulation	0,269	1,885	n.s. (0,153)

Tabelle 43: Interaktionen 3. Ordnung (p-Wert)

Interaktionen 3. Ordnung	Mittelwert	F	Sig.
Tubetyp*Bogenmaterial*Bogendimension*Angulation	0,241	1,688	n.s. (0,100)

5.5. Darstellungen einzelner Messungen

Im Folgenden werden zehn Diagramme einzelner Messungen dargestellt. Abbildung 41 zeigt die Diagramme der fünf Messungen des Benetube groß in Kombination mit einem .45"-Edelstahlbogen bei einem Angulationsmoment von 25 Nmm. Dargestellt werden die einzelnen gemessenen Friktionswerte in Abhängigkeit zum Weg, den der Roboter zurückgelegt hat. Bei dieser Kombination betrug der Friktionsmittelwert 0,918 N (+/- 0,041). Damit beträgt die Standardabweichung 4,5% des Mittelwerts.

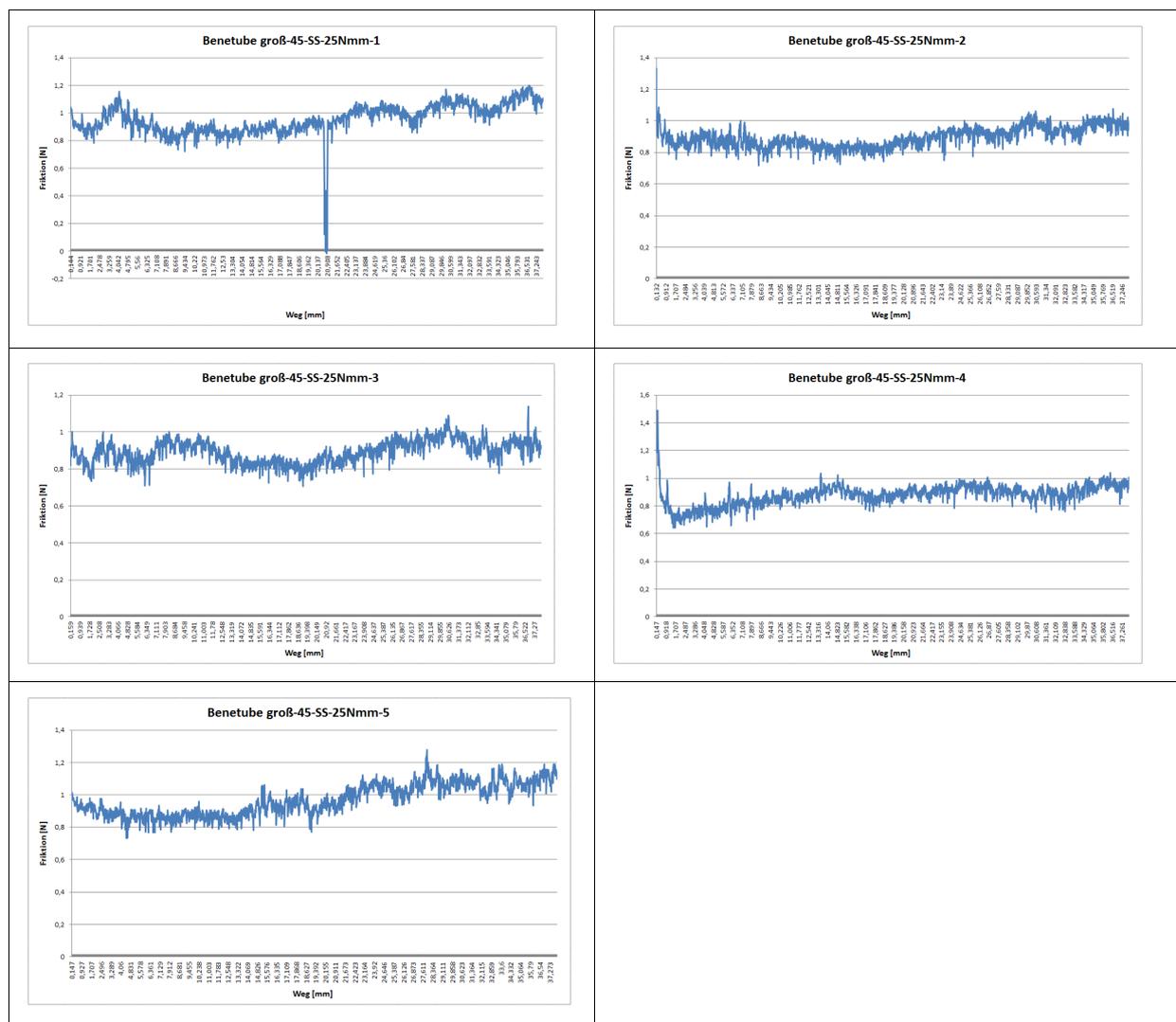


Abbildung 41: Standardabweichung prozentual gering bei Benetube groß in Kombination mit einem .45"-Edelstahlbogen bei einem Angulationsmoment von 25 Nmm (x-Achse: Weg in [mm], y-Achse: Friktion in [N])

Ergebnisse

Abbildung 42 zeigt die Diagramme der fünf Messungen des Benetube groß in Kombination mit einem .36"-Edelstahlbogen bei einem Angulationsmoment von 50 Nmm. Auch hier werden die einzelnen gemessenen Friktionswerte in Abhängigkeit zum Weg, den der Roboter zurückgelegt hat, dargestellt. Der Friktionsmittelwert betrug hier 0,764 N (+/- 0,47). Die Standardabweichung betrug somit 61,5% des Mittelwertes.

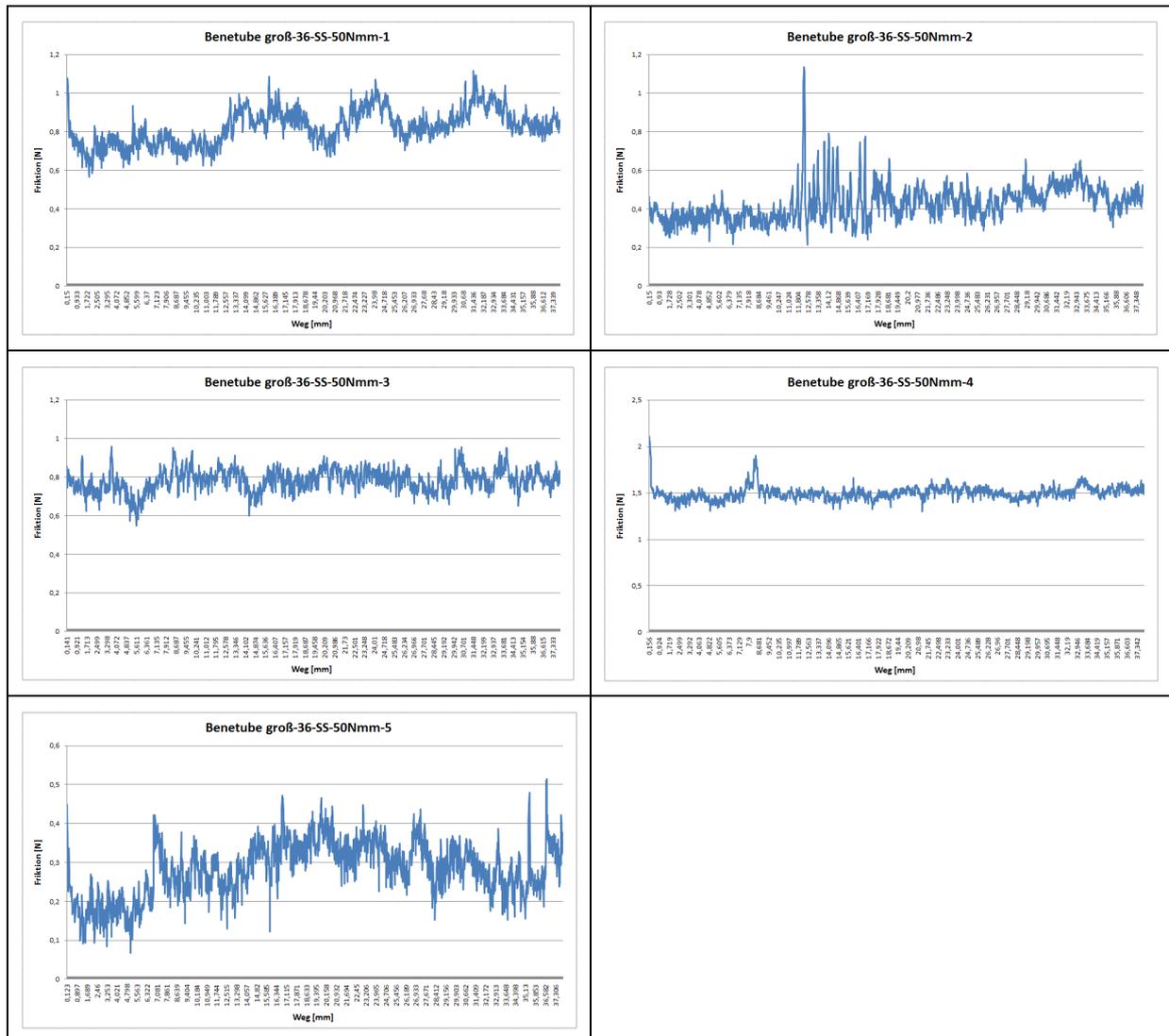


Abbildung 42: Standardabweichung prozentual groß bei Benetube groß in Kombination mit einem .36"-Edelstahlbogen bei einem Angulationsmoment von 50 Nmm (x-Achse: Weg in [mm], y-Achse: Friktion in [N])

6. Diskussion

In der vorliegenden Studie wurden die Friktionskräfte der Führungselemente einer skelettal verankerten Distalisierungsapparatur gemessen und es wurde ermittelt, welche Parameter sich auf die Höhe der Friktion auswirken. In der Literatur finden sich zahlreiche Studien, in denen die auftretende Friktion in kieferorthopädischen Bereichen ermittelt wird. Hierbei handelt es sich meistens um Versuche im Bereich Bracket-Bogen-Komplex.^{2, 6, 10, 14, 30, 39, 43, 106, 110, 122} Wenige Studien beziehen sich auf die Friktion zwischen Bogen und Tube. Hier finden sich ausschließlich Untersuchungen zu Tubes mit rechteckigem Querschnitt, wie sie in der vestibulären Multibrackettechnik verwendet werden, sowie Tubes in Kombination mit Brackets als Bukkalsegment.^{18, 36, 90, 107, 120}

Eine neue Erkenntnis stellt diese Studie insofern da, dass hier Tubes mit rundem Querschnitt verwendet werden, wie sie für die Befestigung der skelettalen Distalisierungsapparaturen üblich sind. Zudem werden bei den bisher publizierten Studien in der Multibrackettechnik übliche Rundbögen mit Dimensionen von .012", .014", .016" und .018" verwendet. Die Distalisation mittels Benesliders erfordert Rundbögen der Dimensionen .032", .036", .040" und .045". Die Kombination aus Tubes und Rundbögen dieser Dimensionen wurden in der Literatur bisher noch nicht auf ihr Friktionsverhalten untersucht.

Die Höhe der im Bracket-/Bogenkomplex auftretenden Friktion zu kennen, ist von großer Bedeutung für den Behandler, da durch die Reibung Kraft verloren geht³⁰ und es aus diesem Grund zu keiner oder zu einer geringeren Zahnbewegung kommen kann als gewünscht.⁹⁴ Dies gilt auch im Fall der palatinal, skelettal verankerten Distalisierungsapparatur, die Führungselemente beinhaltet. Bei Vorhandensein einer zu hohen Friktion zwischen Tube und Bogen bewegen sich die Molaren eventuell nicht wie gewünscht nach distal, da zu viel Kraft durch Friktion verloren geht. Aus diesem Grund ist es auch bei dieser kieferorthopädischen Apparatur wichtig, die Friktion zu kennen und zu beachten.

6.1. Diskussion der Versuchsmethodik

Es handelt sich bei dieser Studie um eine *in-vitro*-Vergleichsstudie, die nicht für sich in Anspruch nimmt, in ihren absoluten Messwerten *in-vivo* übertragbar zu sein.

Aufgrund der unterschiedlichen Versuchsaufbauten der verschiedenen Studien zum Thema Friktion, ist ein Vergleich der absoluten Werte nur schwer bis gar nicht möglich. Da dies eine Vergleichsstudie ist, sollten allerdings hier auch nicht die absoluten Messergebnisse mit Ergebnissen anderer Studien verglichen werden, sondern Vergleiche der Haupteffekte untereinander beachtet werden.

In den anfänglichen Studien^{2, 40} wurde die Reibungskraft an Brackets mit feststehender Angulation gemessen. Diese Art des Versuchsaufbaus entspricht insofern nicht den biomechanischen Gegebenheiten, da das Vermögen des Zahnes sich aufzurichten nicht beachtet wird und es wurden zum Teil sehr hohe Werte ermittelt, die weit über den *in-vivo* vermutlich vorhandenen Werten liegen.

Bei der vorliegenden Versuchsmethodik wurde das Tube nicht mit einer festen Angulation, sondern mit einem definierten Angulationsmoment gegen den Bogen gewinkelt. Durch die Anbringung an eine kugelgelagerte Achse, kann sich, durch das Rückstellvermögen des Bogens, das Tube wieder aufrichten und der Vorgang kann sich wiederholen. Damit entspricht dieser Versuchsaufbau eher den biomechanischen Gegebenheiten.

Da bei der Distalisation eines Molaren mittels einer skelettal verankerten Apparatur die Kraftwirkungslinie von sagittal betrachtet nahezu durch das Widerstandszentrum verläuft, kommt es nicht zu einer Kippung, bzw. nur zu einer geringen Kippung des Molaren. Laut Wilmes et al. beträgt die Kippung des Molaren weniger als 2 Grad.¹³³ Aufgrund des Spiels, das der Bogen im Tube hat, dürfte dies nur zu einem geringen oder keinem Anteil an Erhöhung der Friktion beitragen, da von sagittal betrachtet das Tube kaum vermehrt gegen den Bogen anguliert wird. Aufgrund des exzentri-

schen Kraftangriffs von okklusal betrachtet, kommt es aber zu einer Rotation des Molaren und damit zu einer Angulation des Tubes gegen den Bogen, was eine erhöhte Friktion zur Folge haben kann. Mit dem vorliegenden Versuchsaufbau kann diese Friktion ermittelt werden.

Die Positionierung der einzelnen Attachments fand mit Hilfe einer Positionierungsapparatur statt. Trotzdem kann es zu geringen Ungenauigkeiten bei der Positionierung kommen, welche die gemessenen Friktionswerte beeinflussen und das Ergebnis verfälschen können. Zudem kann es beim Positionieren der Schraube in die Apparatur zu Ungenauigkeiten kommen, was ebenfalls das Ergebnis verfälschen kann. Durch eine fehlerhafte Positionierung kann es gerade bei höheren Bogendimensionen schnell zu einem Winkelkonflikt zwischen Tube und Bogen kommen. Dies äußert sich in sehr hohen Werten bei der Leermessung. Es kann hierdurch zu Abrieb und Beschädigung des Bogens kommen. Aufgrund der Tatsache, dass sich bei steigender Oberflächenrauheit die Friktion erhöht^{30, 32, 110}, können sich die Werte der zweiten Messung erhöht zeigen.

Die verwendeten Benetubes werden bei der Herstellung aus einem langen Röhrchen geschnitten. Dies kann an den Rändern zur Entstehung von Graten führen. In diesem Fall wurden die Grate durch den Hersteller mittels Politur entfernt. Darauf sollte bei der Herstellung der Tubes geachtet werden, da wie oben beschrieben eine erhöhte Oberflächenrauheit die Friktion erhöhen kann ist davon auszugehen, dass die Anwesenheit von Graten die Friktion durch die hohe Oberflächenrauheit erhöht.

Die selbstgebogenen Tubes wurden immer mit derselben Zange gebogen, um an jedem Röhrchen denselben Innendurchmesser zu erhalten. Der Abstand zwischen beiden Loops wurde festgelegt und bei jedem Röhrchen ausgemessen. Trotzdem kann es aufgrund der individuellen Anfertigung zu geringen Abweichungen kommen, die eventuell einen Einfluss auf die ermittelten Werte haben. Außerdem kann es durch die Anwendung der Zange zu einer Beschädigung der Oberfläche kommen. Da die Oberflächenrauheit eine Rolle im Friktionsgeschehen spielt ist es denkbar, dass

trotz sorgfältiger Arbeitsweise Beschädigungen der Drahtoberfläche und damit eine Einflussnahme auf die Friktion nicht auszuschließen sind. Es wäre denkbar, in einer weiteren Studie die hier selbstgebogenen Tubes industriell anfertigen zu lassen, um eine höhere Vergleichbarkeit zu erzielen.

Wie in den Ergebnissen dargestellt, zeigten einige Friktionsmittelwerte eine prozentual niedrige bzw. hohe Standardabweichung. In Abbildung 41 sind fünf Messungen dargestellt, die insgesamt eine niedrige Standardabweichung haben. Im Gegensatz dazu zeigt die Abbildung 42 fünf Messungen, die prozentual eine sehr hohe Standardabweichung haben. Man kann anhand der Graphen erkennen, dass hier die einzelnen gemessenen Werte sich in ihrem Friktionswert sehr unterscheiden. Grund hierfür könnte, wie oben beschrieben, eine Beschädigung der Oberfläche des Drahtes oder des Tubes sein, zum Beispiel durch das Anfassen mit den Händen beim Klebevorgang oder eine Beschädigung durch die Zange beim Biegen der Attachments. Die hohe Standardabweichung kann dazu führen, dass sich einzelne Friktionsmittelwerte als nicht-normalverteilt zeigen, obwohl es keinen systematischen Unterschied im Versuchsaufbau der Messungen gibt.

Die vorliegende Studie wurde *in-vitro* im Trockenen unter Abwesenheit von im Mund befindlicher Substanzen, wie Speichel, durchgeführt.

In vielen Veröffentlichungen wird kein signifikanter Zusammenhang zwischen speichelbenetzten Proben und trockenen Proben gefunden.^{2, 7, 43, 51, 61, 81, 103} Da einige Autoren aber einen Zusammenhang zwischen der Anwesenheit von Speichel und Friktion gefunden haben^{7, 27, 82, 100, 127}, wäre es denkbar, die Versuche unter Hinzunahme von Speichel durchzuführen.

Insgesamt ist diese *in-vitro*-Untersuchung mit ihren absoluten Werten nicht direkt *in-vivo* übertragbar. Die Werte dienen lediglich einem Vergleich zwischen den verschiedenen Attachmenttypen und Bogentypen, um

einen Anhaltspunkt für die Verwendung der einzelnen Materialien zu erlangen.

6.2. Diskussion der eigenen Ergebnisse

Die vorliegende Studie in die vorhandene Literatur einzuordnen, ist insofern schwierig, da dies die erste Studie ist, die sich nicht auf Materialien der vestibulären und lingualen Multibrackettechnik bezieht, sondern auf die Friktion, die bei Distalisation mittels skelettaler Apparaturen auftritt, wofür andere Tubes sowie außerdem Bögen höherer Dimensionen als in der gängigen Multibrackettechnik üblich verwendet werden.

Einige Autoren beziehen Tubes in ihre Untersuchungen mit ein, allerdings in Kombination mit Brackets zur Darstellung eines bukkalen Segments. Diese Studien beziehen sich auf unterschiedliche Fragestellungen, ohne jedoch näher auf das Friktionsverhalten eines Tubes als solches einzugehen.^{18, 36, 90, 107, 120}

Das Titantube zeigte im Vergleich zum Edeltahltube eine etwas höhere Friktion, welche allerdings nur in Kombination mit TMA-Bögen signifikant unterschiedlich war. Bei Verwendung von Edeltahlbögen wurde kein signifikanter Unterschied zwischen Edeltahltube und Titantube gefunden. Dies steht zum Teil im Einklang mit den Studien von Kusy et al.^{77, 78} Sie fanden ebenfalls bei der Verwendung von Titan-Brackets in Kombination mit TMA-Bögen höhere Reibungswerte im Vergleich zu Edeltahlbrackets. In den Studien von Kumar⁷⁵ und Husain⁵⁴ wurden für Titan-Brackets höhere Friktionswerte als für Edeltahlbrackets gefunden. Nair⁹⁰ und Bourauel¹³ kamen zu einem gegenteiligen Ergebnis. Grund hierfür könnte das unterschiedliche Design der Studien und die Tatsache sein, dass bei Nair die Tubes in Kombination mit Brackets als Simulation eines Bukkalsegments verwendet wurden.

Es sollte bei der Verwendung von Titantubes beachtet werden, dass sich durch die Verwendung fluoridhaltiger Produkte in Kombination mit Titan-Brackets laut einiger Studien die Friktion erhöhte.^{70, 71}

Das selbstgebogene große Tube zeigte in dieser Studie die geringsten Reibungswerte, auch im Vergleich zum kleinen selbstgebogenen Tube. Aufgrund seines Aufbaus ist das Attachment biegsam und kann der Kraft, die durch die Angulation gegen Bogen aufgebracht wird, leicht ausweichen. Allerdings kommt es durch das Verbiegen im Mittelteil des Tubes *in-vivo* vermutlich zu einer geringeren Führung des zu bewegenden Zahnes und damit zu erhöhter und unerwünschter Kippung, was die Friktion wiederum erhöhen könnte.

Darüber, dass die Breite eines Brackets eine Rolle im Friktionsgeschehen spielt, sind sich die meisten Autoren einig. In dieser Studie wurden höhere Friktionswerte für das kleinere Benetube im Vergleich zum großen Benetube gemessen. Ebenso wurden höhere Friktionswerte für das kleine selbstgebogene Tube im Vergleich zum großen selbstgebogenen Tube gemessen. Analog dazu sind sich im Bereich Brackets die meisten Autoren einig, dass breitere Brackets eine geringere Friktion erzeugen.^{29, 30, 54, 64, 84, 109, 110, 122}

In diesem Versuchsdesign kamen Bögen der Dimensionen .032", .036", .040" und .045" zur Anwendung. In den meisten Studien wurde eine Erhöhung der Friktion bei steigender Bogendimension festgestellt.^{2, 3, 10, 29, 30, 40, 54, 63, 110, 112} Bogendimensionen, die nur eine Größe voneinander entfernt liegen, unterscheiden sich in Bezug auf ihre Friktion in dieser Studie nicht signifikant voneinander. Aufgrund der Tatsache, dass eine höhere Bogendimension eine bessere Führung des Zahnes bietet und damit zu geringerer Kippung des Zahnes führt, sollte bei der Möglichkeit der Anwendung zweier ähnlicher Bogendimensionen gegebenenfalls die größere Dimension gewählt werden. Auch Baker et al.⁷ gaben die Tatsache, dass ein Bogen größerer Dimension slotfüllender ist und damit weniger Rotation und Kippung der Zähne verursacht, als Grund dafür an, dass sie bei Bögen mit größerem Durchmesser eine geringere Friktion fanden.

Zur Anwendung kamen hier Edelstahl und TMA-Bögen. Die TMA-Bögen zeigten hier eine signifikant höhere Reibung als die Edelstahlbögen dersel-

ben Dimension. Dies gleicht Studien aus dem Bereich der Multi-brackettechnik. Auch hier zeigen TMA-Bögen höhere Friktionswerte als Edelstahlbögen.^{14, 28, 92}

Eine Möglichkeit die Friktion zu senken, ist eine Beschichtung der Bögen mit Teflon®.^{35, 118} Diese kann allerdings bei mechanischer Beanspruchung verloren gehen, was wiederum zu einer erhöhten Friktion führt.^{20, 34, 91}

Auch das Einfügen von Nanopartikeln zeigte in einigen Studien gute Ergebnisse in Bezug auf das Friktionsverhalten.^{62, 105} Nanopartikel wären in der Verwendung skelettaler Distalisierungssysteme durchaus denkbar.

Beim vorliegenden Versuchsdesign wurden drei verschiedene Drehmomente appliziert und miteinander verglichen. Es zeigte sich, dass das mit steigender Angulation der Tubes gegen den Bogen die Friktion signifikant stieg. Schon 1970 stellten Andreasen und Quevedo fest, dass eine erhöhte Kippung eines Zahnes im Verhältnis zu seinen Nachbarzähnen die Friktion erhöht.² Dies steht auch im Einklang mit vielen weiteren Veröffentlichungen.^{5, 17, 21, 22, 30, 32, 40, 59, 99, 103, 113, 115, 127} Daraus lässt sich schlussfolgern, dass auch bei der Distalisierung mittels skelettaler Apparaturen der Kraftangriff möglichst nah am Widerstandszentrum des Zahnes erfolgen sollte, um einen exzentrischen Kraftangriff und somit eine Kippung des Zahnes zu vermeiden. Dies lässt sich zurzeit nur in der Sagittalebene realisieren. Durch den exzentrischen Kraftangriff bezogen auf die Okklusalebene kommt es aber zu einer Rotation des Molaren und damit zu einer Angulation des Tubes gegen den Bogen, wodurch die Friktion erhöht wird. Dies sollte bei der Behandlung mittels eines skelettal verankerten Distalisierungssystems beachtet werden.

6.3. Klinische Schlussfolgerungen

Auch wenn eine *in-vitro*-Studie nicht ohne weiteres *in-vivo* übertragbar ist, bietet sie dennoch Anhaltspunkte für die Verwendung verschiedener Materialien zur Senkung Friktion bei der skelettalen Distalisierung. So

scheint es analog zur Verwendung von breiteren Brackets, auch hier von Vorteil zu sein, breiteren Tubes den Vorzug zu geben.

Selbstgebogene Tubes stellen durchaus eine Alternative dar, sollten aber in Bezug auf die vermutlich schlechtere Führung der Molaren und damit Kippung und Rotation kritisch betrachtet werden.

Titantubes hatten in diesen Versuchen eine etwas höhere Friktion als Edelstahltubes in Kombination mit TMA-Bögen.

Auch im Falle der Distalisierung mit skelettaler Verankerung ist es erforderlich, die Bogendimension und das Material des Bogens zu beachten. Analog zu Veröffentlichungen in Bezug auf das Reibungsgeschehen im Bracket-/Bogenkomplex ist auch hier von einer geringeren Reibung bei kleineren Bogendimensionen auszugehen. Dies sollte allerdings im Hinblick auf die Führung des Molaren ebenfalls kritisch betrachtet werden. Eine erhöhte Angulation führt auch hier zu deutlich erhöhten Friktionswerten. Bei der Wahl zwischen TMA- und Edelstahlbögen in Bezug auf den Reibungsverlust analog zum Bracket-/Bogenkomplex ist Edelstahl das Mittel der Wahl.

Insgesamt sollte eine Kippung und Rotation des Molaren möglichst vermieden werden, da eine Angulation den Reibungswiderstand deutlich erhöht.

7. Literaturverzeichnis

1. Alavi S, Farahi A. Effect of fluoride on friction between bracket and wire. *Dent Res J* 2011;8:37–42.
2. Andreasen, GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0,022x0.028 edgewise bracket in-vitro. *J Biomech* 1970;3:151–160.
3. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG Jr, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* 1990;98:499–506.
4. Araújo RC, Bichara LM, Araujo AM, Normando D. Debris and friction of self-ligating and conventional orthodontic brackets after clinical use. *Angle Orthod* 2015;85:673–677.
5. Articulo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115:39-51.
6. Baccetti T, Franci L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. *Angle Orthod* 2006;76:211–216.
7. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Amer J Orthodont dentofac Orthop* 1987;91:316–320.
8. Bauer W, Diedrich P. Motivation und Erfolgsbeurteilung erwachsener Patienten zur kieferorthopädischen Behandlung - Interpretation einer Befragung. *Fortschr Kieferorthop* ;51:180.
9. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG, Jr Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* 1997;112:138–144.
10. Bednar JR, Gruendemann GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Amer J Orthodont dentofac Orthop* 1991 ;100:513–521.
11. Bortoly TG, Guerrero AP, Rached RN, Tanaka O, Guariza-Filho O, Rosa EA. Sliding resistance with esthetic ligatures: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133:340.e1-7.
12. 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;20:79–92.
13. Bourauel C, Sernetz F, Drescher D. Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung unter Einsatz von Titan- und Stahl-Brackets. *Kieferorthop* 1997;2:107.
14. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Kiersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-arch-wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:395–402.
15. Carano A, Testa M. The distal jet for upper molar distalization. *J Clin Orthod* 1996;30:374–380.
16. 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;26:105–111.

17. Cha JY, Kim KS, Hwang CJ. Friction of conventional and silica-insert ceramic brackets in various bracket-wire combinations. *Angle Orthod* 2007;77:100–107.
18. Chung M, Nikolai RJ, Kim KB, Oliver DR. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type effects on sliding friction. *Angle Orthod* 2009;79:551-7.
19. Cordasco G, Farronato G, Festa F, Nucera R, Parazzoli E, Grossi GB. In-vitro evaluation of the frictional forces between brackets and archwire with three passive self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 2009;31:643-6.
20. D'Antò V, Rongo R, Ametrano G, Spagnuolo G, Manzo P, Martina R, Paduano S, Valletta R. Evaluation of surface roughness of orthodontic wires by means of atomic force microscopy. *Angle Orthod* 2012;82:922-8.
21. De Franco DJ, Spiller RE Jr, von Fraunhofer JA. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod* 1995;65:63-72; discussion 73-4.
22. Dickson JA, Jones SP, Davies EH. A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three brackets to wire angulations--an in-vitro study. *Br J Orthod* 1994;21:15-22.
23. Diedrich P (Hrsg.). Alternativen der Molarendistalisation. *Kieferorthopädie III* 2002;4;32
24. Di Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Iorio D, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod Nov* 2005;75:1041–1045.
25. Dos Santos AA, Pithon MM, Carlo FG, Carlo HL, Lima BA, Dos Passos TA, Lacerda-Santos R. Effect of time and pH on physical-chemical properties of orthodontic brackets and wires. *Angle Orthod* 2015;85:298–304.
26. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* 2011;139:74–79.
27. Downing A, McCabe JF, Gordon PH. The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1995;22:41–46.
28. Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1994;21:349–357.
29. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:99–105.
30. Drescher D, Bourauel C, Schuhmacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Amer J Orthodont dentofac Orthop* 1989;96:397–404.
31. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Optimization of arch guided tooth movement by the use of uprighting spring. *Eur J Orthod* 1990;12:346-53
32. Drescher D, Laaser W, Schumacher HA. Materialtechnische Untersuchungen zum Problem der Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1989;50:256–267.
33. 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;22:145–153.
34. Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2008;30:661-7.
35. Farronato G, Maijer R, Carìa MP Esposito L, Alberzoni D, Cacciatore G. The effect of Teflon coating on the resistance to sliding of orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2012 ;34:410–417.

36. Fourie Z, Ozcan M, Sandham A. Effect of dental arch convexity and type of archwire on frictional forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:14-15.
37. Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Giuntini V. Forces released by nonconventional bracket or ligature systems during alignment of buccally displaced teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;136:316-317.
38. Franchi L, Baccetti T. Forces released during alignment with a preadjusted appliance with different types of elastomeric ligatures. *Amer.J.Orthodont.dentofac. Orthop* 2006;129:687-690.
39. Frank CA. An evaluation of frictional force generated between orthodontic bracket and arch wire. Master thesis 1979.
40. Frank CA, Nikolai JR. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Amer J Orthodont dentofac Orthop* 1980;78:593-609.
41. Fuck LM, Wilmes B, Gürler G, Hönscheid R, Drescher D: Friktionsverhalten selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme. *Inf Orthod Kieferorthop* 2007;39:6-17.
42. Gandini P, Orsi L, Bertoncini C, Massironi S, Franchi L. In-vitro frictional forces generated by three different ligation methods. *Angle Orthod* 2008;78:917-921.
43. Garner LD, Allei WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of continuous edgewise arch wire. *Amer J Orthodont dentofac Orthop* 1986;90:199-203.
44. Ghislanzoni LTH, Piepoli C. Upper molar distalization on palatal miniscrews: an easy to manage palatal appliance. *Progress in Orthodontics* 2012;13:78-83
45. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* 2005;127:670-675.
46. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* 2003;123:416-422.
47. Hartung J. Statistik Lehrbuch- und Handbuch der angewandten Statistik. 15. Auflage. 2009:609
48. Hartung J. Statistik Lehrbuch- und Handbuch der angewandten Statistik. 15. Auflage. 2009:613
49. Hatzinger R, Hornik K, Nagel H. Einführung durch angewandte Statistik. 2011:264
50. Hatzinger R, Hornik K, Nagel H. Einführung durch angewandte Statistik. 2011:347
51. Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and selfligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod* 2004;74:202-211.
52. Hilgers JJ. The Pendulum appliance for Class II noncompliance therapy. *J Clin Orthod* 1992;26:706.
53. Ho KS, West VC. Friction...Friction resistance between edgewise brackets and archwires. *Aust Orthod J Oct* 1991;12:95-99.
54. Husain N, Kumar A. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwire: an in-vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2011;12:91-99.
55. Husmann P, Bourauel C, Wessinger M, Jäger A. The frictional behavior of coated guiding archwires. *J Orofac Orthop* 2002;63:199-211.

56. Inami T, Tanimoto Y, Yamaguchi M, Shibata Y, Nishiyama N, Kasai K. Surface topography, hardness, and frictional properties of GFRP for esthetic orthodontic wires. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2016;104:88–95.
57. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 1991;13:472–478.
58. Itoh, T., Tokuda T., Kiyosue S., Hirose T., Matsumoto M., Chaconas SJ. Molar distalization with repelling magnets. *J Clin Orthod.* 1991;25:611-7
59. Jones SP, Amoah KG. Static frictional resistances of polycrystalline ceramic brackets with conventional slots, glazed slots and metal slot inserts. *Aust Orthod J.* 2007;23:36-40.
60. Jones RD, White JM. Rapid Class II molar correction with an open-coil jig. *J Clin Orthod.* 1992;26:661-664
61. Jost-Brinkmann PG, Miethke RR. Der Einfluß der physiologischen Zahnbeweglichkeit auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1991;52:102–109.
62. 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;10:499-505.
63. Kahlon S, Rinchuse D, Robison JM, Close JM. In-vitro evaluation of frictional resistance with 5 ligation methods and Gianelly-type working wires. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* 2010;138:67–71.
64. Kamiyama T, Sasaki T. Friction and widths of brackets. *J Jap. Orthodont. Soc* 1973;32:286–289.
65. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 1997;31:763–767.
66. 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 Orthop* 1990;98:117–126.
67. Kapur R, Wadhwa R, Kwon HK, Close JM. Frictional resistances of different bracket-wire combinations. *Aust Orthod J* 2004;20:25–30.
68. 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;20:109–115.
69. Khamatkar A, Sonawane S, Narkhade S, Gadhiya N, Bagade A, Soni V, Betigiri A. Effects of different ligature materials on friction in sliding mechanics. *J Int Oral Health* 2015;7:34–40.
70. Khoury ES, Abboud M, Bassil-Nassif N, Bouserhal J. Effect of a two-year fluoride decay protection protocol on titanium brackets. *Int Orthod* 2011;9:432–451.
71. Khoury ES, Abboud M, Bassil-Nassif N, Bouserhal J. Effect of eliminating the residual fluoride gel on titanium bracket corrosion. *Int Orthod* 2011;9:298–315.
72. Kinzinger G, Fuhrmann R, Gross U, Diedrich P. Modified pendulum appliance including distal screw and uprighting activation for non-compliance therapy of Class II malocclusion in children and adolescents. *J Orofac Orthop* 2000;61:175.
73. Kinzinger GS, Eren M, Diedrich PR. Treatment effects of intraoral appliance with conventional anchorage designs for non-compliance maxillary molar distalization. A literature review. *Eur J Orthod* 2008;30:558–571.
74. Kloehn S. Orthodontics-force or persuasion. *Angle Orthod* 1953;13:56-60

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;6:66–71.
76. Kumar S, Singh S, Hamsa PRR, Ahmed S, Prasanthma, Bhatnagar A, Sidhu M, Shetty P. Evaluation of friction in orthodontics using various brackets and archwire combinations-an in-vitro study. *J Clin Diagn Res* 2014;8:33-36.
77. Kusy RP, O'grady PW. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: Part II--The active configuration. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* 2000;118:675–684.
78. Kusy RP, Whitley JQ, Ambrose WW, Newman JG. Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: part I. The passive configuration. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* Nov 1998;114:558–572.
79. 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;71:364-74.
80. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod* 1988;58:33–45.
81. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected arch-wire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod* 1991;61:293–302.
82. 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* Dec 2000.
83. Lin HP, Wu JY. A study of frictional resistance of archwires and ligating methods. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2005;14:164-8.
84. Loftus BP, Artun J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch-wire combinations-. *Amer.J.Orthod.dentofac. Orthop* 1999;116:336–345.
85. Ludwig B, Glasl B, Kinzinger G, Lisson JA. Die labortechnische Herstellung des Pendulum K (2). *KN KFO-Labor* 2009;10:12-14
86. Ludwig B. *Selbstligierende Brackets.* Thieme Verlag 2009;1. Auflage:17
87. Marques IS, Araújo AM, Gurgel JA, Normando D. Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *Angle Orthod* 2010;80:521–527.
88. Mendes Bde A, Neto Ferreira RA, Pithon MM, Horta MC, Oliveira DD. Physical and chemical properties of orthodontic brackets after 12 and 24 months: in situ study. *J Appl Oral Sci* 2014;22:194–203.
89. Muirhead RS. A comparison of frictional resistance in the single and twin edgewise brackets. Master's thesis. The University of Texas Health Science Center at Houston, Dental Branch, Houston, Texas 1980.
90. Nair SV, Padmanabhan R, Janardhanam P. Evaluation of the effect of bracket and archwire composition on frictional forces in the buccal segments. *Indian J Dent Res.* 2012 ;23:203–208.
91. Neumann P, Bourauel C, Jäger A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med* 2002;13:141–147.
92. Nishio C, da Motta AF, Elias CN, Mucha JN. In-vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* Jan 2004;125:56–64.

93. Normando D, de Araújo AM, Marques Ida S, Barroso Tavares Dias CG, Miguel JA. Archwire cleaning after intraoral ageing: the effects on debris, roughness, and friction. *Eur J Orthod* 2013;35:223–229.
94. Ogata RH, Duncanson MG, Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:535–542.
95. Omana, HM. Frictional properties of metal and ceramic brackets during simulated cuspid retraction. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* 1992;102:489.
96. Park HS, Bae SM, Kyung HM et al. Micro-implant anchorage for treatment of skeletal Class I bialveolar protrusion. *J Clin Orthod* 2001;35:417–422.
97. Peterson L, Spencer R, Andreasen G. A comparison of friction resistance for nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets. *Quintess Int Dent Dig* 1982;13:563–571.
98. 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;6:150–155.
99. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 1998;20:283–291.
100. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* 1990;98:398–403.
101. Proski RR, Bagby MD, Erickson LC. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;100:272–280.
102. Rajakulendran J, Jones S. Static frictional resistances of polycrystalline ceramic brackets with metal slot inserts. *Aust Orthod J.* 2006;22:147–52.
103. Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH. A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket system. *Br J Orthod* 1997;24:309–317.
104. Rebholz K, Rakosi T. Extraorale Kräfte und die Wirbelsäule. *Fortschr Kieferorthop* 1977;38:324.
105. Redlich M, Katz A, Rapoport L, Wagner HD, Feldman Y, Tenne R. Improved orthodontic stainless steel wires coated with inorganic fullerene-like nanoparticles of WS₂ impregnated in electroless nickel-phosphorous film. *Dent Mater.* 2008;24:1640–6.
106. Riley JL, Garrett SG, Moon PC. Frictional forces of ligated plastic end edgewise brackets. *J Dent Res* 1979;58:21
107. Rozzi M, Mucedero M, Franchi L, Cozza P. Friction in a hybrid system. An in-vitro study. *Oral Implantol (Rome)* 2010;3:2–8.
108. Schlegel V. Relative friction minimization in fixed orthodontic bracket appliances. *Journal of Biomechanics*;29:483–491.
109. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Das Friktionsverhalten von Keramikbrackets bei der bogengeführten Zahnbewegung. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 1990;51:259–269.
110. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Der Einfluss der Ligatur auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:106–116.
111. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Frictional forces when rectangular guiding arches varying edge bevel are employed. *J Orofac Orthop* 1998;59:139–149.

112. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Friktionsverhalten und Bewegungsdynamik bei Mesialisierung des zweiten Molaren nach Sechserextraktion. *Fortschr Kieferorthop* 1993;54:255–262.
113. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The deactivation behavior and effectiveness of different orthodontic leveling arches--a dynamic analysis of the force systems]. *Fortschritte der Kieferorthopädie* 1992;53:273–285.
114. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The influence of bracket design on frictional losses in the bracket/arch-wire system. *J Orofac Orthop* 1999;60:335–347.
115. Segner D. Reibung bei der bogengeführten Distalisierung. Die Bedeutung des aufrichtenden Momentes. *Kieferorthop Mitt* 1992;5:19–30.
116. Stäubli Bayreuth GmbH. Handbuch RX60
117. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 1986;89:485-491
118. Sukh R, Singh GK, Tandon P, Singh GP, Singh A. A comparative study of frictional resistance during simulated canine retraction on typodont model. *J Orthod Sci.* 2013;2:61-6.
119. Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod* 1991;61:285-90
120. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and arch-wire in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996;66:215–222.
121. Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:361-70.
122. Tidy DC, Orth D. Frictional forces in fixed appliance. *Amer J Orthodont Dentofac Orthop* 1989;96:249–254.
123. Tipler PA, Mosca G. Physik für Wissenschaftler und Ingenieure. Springer Spektrum;6:100-138
124. Tipler PA, Mosca G. Physik für Wissenschaftler und Ingenieure. Springer Spektrum;6:100
125. Tipler PA, Mosca G. Physik für Wissenschaftler und Ingenieure. Springer Spektrum;6:101-103
126. Tipler PA, Mosca G. Physik für Wissenschaftler und Ingenieure. Springer Spektrum;6:119
127. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *American J of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics* 1994;106:131–138.
128. Vaughan JL, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Amer J Orthodont dentofac Orthop* 1995;107:20–27.
129. Vinay K, Venkatesh MJ, Nayak RS, Pasha A, Rajesh M, Kumar P. A comparative study to evaluate the effects of ligation methods on friction in sliding mechanics using 0.022" slot brackets in dry state: An In-vitro study. *J Int Oral Health* 2014;6:76–83.
130. Wehrbein H, Merz BR, Diedrich P, Glatzmaier J. The use of palatal implants for orthodontic anchorage. Design and clinical application of the orthosystem. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:410–416.
131. Williams CL, Khalaf K. Frictional resistance of three types of ceramic brackets. *J Oral Maxillofac Res* 2013;4:3.

132. Wilmes B. Der Beneslider zur Distalisierung im Oberkiefer - ein Update. *J Compr Dentof Orthod + Orthop (COO), Umf Dent of Orthod u. Kieferorthop (UOO)* 2011;3-4:53-62.
133. Wilmes B, Drescher D. Application and effectiveness of the Beneslider: a device to move molars distally. *World J Orthod* 2010;11:331-340.
134. Wilmes B; Drescher D. Mini-Implantate in der Kieferorthopädie: Das Benefit-System. *Zahnmedizinupdate*;6:1-10
135. Wilmes B. Fields of Application of Mini-Implants. Ludwig B, Baumgaertel S, Bowen J (eds): *Innovative Anchorage Concepts. Mini-Implants in Orthodontics*. Berlin, New York, Quintessenz, 2008
136. Wilmes B, Nienkemper M, Drescher D. Der Beneslider zur Distalisierung im Oberkiefer. *Inf Orthod Kieferorthop* 2013;45:42-50.
137. Wilmes B, Nienkemper M, Ludwig B, Kau CH, Pauls A, Drescher D: Esthetic Class II treatment with the Beneslider and aligners. *J Clin Orthod* 2012;46:390-8

8. Anhang

8.1. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Beneslider ¹³² (aus: Wilmes B. Der Beneslider zur Distalisierung im Oberkiefer – ein Update. J. Compr. Dentof. Orthod. + Orthop. (COO) Umf. Dentof. Orthod. U. Kieferorthop. (UOO).2011;No.3-4:56)	9
Abbildung 2: Beneslider intraoral ¹³² (aus: Wilmes B. Der Beneslider zur Distalisierung im Oberkiefer – ein Update. J. Compr. Dentof. Orthod. + Orthop. (COO) Umf. Dentof. Orthod. U. Kieferorthop. (UOO).2011;No.3-4:56)	9
Abbildung 3: Schematische Darstellung Eckzahn mit Bracket und Bogen vor Krafteinwirkung (d=Abstand Bracket-Widerstandszentrum, F=einwirkende horizontale Kraft)	14
Abbildung 4: Schematische Darstellung Eckzahn mit Bracket und Bogen. Kippung des Zahnes nach Krafteinwirkung	14
Abbildung 5: schematische Darstellung Attachment Beneslider in der Sagittalebene (F=einwirkende Kraft, d= Abstand zum Widerstandszentrum)	16
Abbildung 6: schematische Darstellung Attachment Beneslider in der Frontalebene (d=Abstand zum Widerstandszentrum)	16
Abbildung 7: schematische Darstellung Attachment Beneslider in der Okklusalebene (F=einwirkende Kraft, d= Abstand zum Widerstandszentrum)	16
Abbildung 8: schematische Darstellung Attachment Beneslider nach Krafteinwirkung	16
Abbildung 9: Benetube groß.....	32
Abbildung 10: Benetube klein.....	32

Anhang

Abbildung 11: Benetube Titan	32
Abbildung 12: Slbst. Tube groß	32
Abbildung 13: Slbst. Tube klein	32
Abbildung 14: Positionierungsapparatur.....	34
Abbildung 15: Versuchsaufbau	36
Abbildung 16: Nullmessung.....	36
Abbildung 17: Friktionsmessung	36
Abbildung 18: Beispielbild einer aufgezeichneten Messung mittels RMS Biomech	37
Abbildung 19: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton)	42
Abbildung 20: Reibungsmittelwerten und Standardabweichungen (in Newton) Benetube groß und TMA-Bögen.....	43
Abbildung 21: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Benetube klein in Kombination mit Edelstahlbögen.....	45
Abbildung 22: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Benetube klein in Kombination mit TMA-Bögen	47
Abbildung 23: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Titantube in Kombination mit Edelstahlbögen	49
Abbildung 24: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Titantube in Kombination mit TMA-Bögen	50
Abbildung 25: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube groß in Kombination mit Edelstahlbögen	52
Abbildung 26: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube groß in Kombination mit TMA-Bögen	53
Abbildung 27: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube klein in Kombination mit Edelstahlbögen.....	55

Abbildung 28: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube klein in Kombination mit TMA-Bögen	56
Abbildung 29: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Attachmenttypen	61
Abbildung 30: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung in Newton der verschiedenen Attachmenttypen in Kombination mit allen Edelstahlbögen	63
Abbildung 31: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Attachmenttypen in Kombination mit TMA-bögen	65
Abbildung 32: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Kombination alle Attachmenttypen mit Edelstahlbögen in den Dimensionen 0.032" und 0.036"	67
Abbildung 33: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Edelstahlbögen	73
Abbildung 34: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) TMA-Bögen	74
Abbildung 35: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Edelstahlbögen und TMA-Bögen	78
Abbildung 36: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Edelstahlbögen und TMA-Bögen in den Drahtdimensionen 0.032" und 0.036"	79
Abbildung 37: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Angulationsmomente.....	82
Abbildung 38: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationsmomente der Edelstahlbögen	84
Abbildung 39: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationsmomente TMA-Bögen	85

Abbildung 40: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationsmomente bei Edelstahlbögen in den Bogendimensionen 0.032" und 0.036" 87

Abbildung 41: Standardabweichung prozentual gering bei Benetube groß in Kombination mit einem .45"-Edelstahlbogen bei einem Angulationsmoment von 25 Nmm (x-Achse: Weg in [mm], y-Achse: Friktion in [N]) 92

Abbildung 42: Standardabweichung prozentual groß bei Benetube groß in Kombination mit einem .36"-Edelstahlbogen bei einem Angulationsmoment von 50 Nmm (x-Achse: Weg in [mm], y-Achse: Friktion in [N]) 93

8.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: untersuchte Tubes 31

Tabelle 2: untersuchte Bogenmaterialien 33

Tabelle 3: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Benetube groß in Kombination mit Edelstahlbögen..... 41

Tabelle 4: Reibungsmittelwerte und Standardabweichungen (in Newton) Benetube groß in Kombination mit TMA-Bögen 43

Tabelle 5: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Benetube klein in Kombination mit Edelstahlbögen..... 44

Tabelle 6: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Benetube klein in Kombination mit TMA-Bögen 46

Tabelle 7: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Titantube in Kombination mit Edelstahlbögen 48

Tabelle 8: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Titantube in Kombination mit TMA-Bögen 50

Tabelle 9: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube groß in Kombination mit Edelstahlbögen	51
Tabelle 10: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube groß in Kombination mit TMA-Bögen	53
Tabelle 11: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube klein in Kombination mit Edelstahlbögen.....	54
Tabelle 12: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) selbstgebogenes Tube klein in Kombination mit TMA-Bögen	56
Tabelle 13: Ergebnisse (p-Wert) des Shapiro-Wilk-Tests: Angulationsmoment 10 Nmm	57
Tabelle 14: Ergebnisse (p-Wert) des Shapiro-Wilk-Tests: Angulationsmoment 25 Nmm	57
Tabelle 15: : Ergebnisse (p-Wert) des Shapiro-Wilk-Tests: Angulationsmoment 50 Nmm	58
Tabelle 16: Haupteffekte	59
Tabelle 17: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Attachmenttypen	61
Tabelle 18: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der verschiedenen Attachmenttypen in Kombination mit allen Edelstahlbögen	62
Tabelle 19: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Attachmenttypen in Kombination mit TMA-Bögen.....	64
Tabelle 20: Friktionsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) Kombination alle Attachmenttypen mit Edelstahlbögen in den Dimensionen 0.032" und 0.036"	66
Tabelle 21: Ergebnisse Anova/Tukey HSD Edelstahlbögen und TMA-Bögen (p-Wert).....	68
Tabelle 22: Ergebnisse Anova/Tukey HSD Edelstahlbögen (p-Wert).....	69

Tabelle 23: Ergebnisse Anova/Tukey HSD TMA (p-Wert).....	70
Tabelle 24: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests	71
Tabelle 25: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Edelstahlbögen	72
Tabelle 26: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) TMA-Bögen	74
Tabelle 27: Ergebnisse Anova/Tukey HSD Edelstahlbögen (p-Wert).....	75
Tabelle 28: Ergebnisse Anova/Tukey HSD TMA (p-Wert).....	75
Tabelle 29: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests	76
Tabelle 30: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Edelstahlbögen und TMA-Bögen.....	78
Tabelle 31: Ergebnisse Anova/Tukey HSD der Bogenmaterialien (p-Wert)	79
Tabelle 32: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests	80
Tabelle 33: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) aller Angulationsmomente.....	81
Tabelle 34: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationsmomente der Edelstahlbögen	83
Tabelle 35: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationensmomente TMA-Bögen	85
Tabelle 36: Reibungsmittelwerte und Standardabweichung (in Newton) der Angulationsmomente bei Edelstahlbögen in den Bogendimensionen 0.032" und 0.036"	86
Tabelle 37: Ergebnisse der Anova/Tukey HSD Angulationsmomente (p- Wert)	88
Tabelle 38: Ergebnisse der Anova/Tukey HSD Angulationsmomente bei Edelstahlbögen (p-Wert).....	88

Anhang

Tabelle 39: Ergebnisse der Anova/Tukey Angulationsmomente bei TMA-Bögen (p-Wert)	89
Tabelle 40: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests	89
Tabelle 41: Interaktionen 1. Ordnung (p-Wert).....	90
Tabelle 42: Interaktionen 2. Ordnung (p-Wert).....	91
Tabelle 43: Interaktionen 3. Ordnung (p-Wert).....	91

8.3. Deskriptive Statistik

Attachment				Mittelwert (N)	Std. Abwei- chung (N)	N
Benetube groß	Stahl	0.32	10 Nmm	,27440	,037105	5
			25 Nmm	,68520	,260083	5
			50 Nmm	,89680	,500883	5
			Total	,61880	,403656	15
	0.36	10 Nmm	,29180	,072244	5	
		25 Nmm	,68060	,270039	5	
		50 Nmm	,76420	,469949	5	
		Total	,57887	,361692	15	
	0.40	10 Nmm	,33880	,033447	5	
		25 Nmm	,72620	,198432	5	
		50 Nmm	1,19720	,416992	5	
		Total	,75407	,439598	15	
	0.45	10 Nmm	,32600	,105188	5	
		25 Nmm	,91820	,040727	5	
		50 Nmm	1,80300	,648343	5	
Total		1,01573	,719993	15		
Total	10 Nmm	,30775	,068224	20		
	25 Nmm	,75255	,219524	20		
	50 Nmm	1,16530	,626903	20		
	Total	,74187	,517958	60		
TMA	0.32	10 Nmm	,59480	,102185	5	
		25 Nmm	,99480	,540349	5	
		50 Nmm	1,20960	,694829	5	
		Total	,93307	,542109	15	
	0.36	10 Nmm	,58100	,179762	5	
		25 Nmm	1,19520	,336301	5	
		50 Nmm	1,68200	,564685	5	
		Total	1,15273	,591678	15	
	Total	10 Nmm	,58790	,138042	10	
		25 Nmm	1,09500	,437252	10	
		50 Nmm	1,44580	,646747	10	
		Total	1,04290	,568647	30	
Total	0.32	10 Nmm	,43460	,183761	10	
		25 Nmm	,84000	,431806	10	
		50 Nmm	1,05320	,594353	10	
		Total	,77593	,496061	30	
	0.36	10 Nmm	,43640	,199785	10	
		25 Nmm	,93790	,395265	10	
		50 Nmm	1,22310	,688378	10	
		Total	,86580	,563321	30	

Anhang

		0.40	10 Nmm	,33880	,033447	5
			25 Nmm	,72620	,198432	5
			50 Nmm	1,19720	,416992	5
			Total	,75407	,439598	15
		0.45	10 Nmm	,32600	,105188	5
			25 Nmm	,91820	,040727	5
			50 Nmm	1,80300	,648343	5
			Total	1,01573	,719993	15
		Total	10 Nmm	,40113	,164334	30
			25 Nmm	,86670	,343318	30
			50 Nmm	1,25880	,636699	30
			Total	,84221	,550978	90
Benetube klein	Stahl	0.32	10 Nmm	,42240	,085172	5
			25 Nmm	1,11300	,078984	5
			50 Nmm	2,25860	,262155	5
			Total	1,26467	,798681	15
		0.36	10 Nmm	,42500	,113547	5
			25 Nmm	1,43560	1,008793	5
			50 Nmm	2,79200	,407305	5
			Total	1,55087	1,161655	15
		0.40	10 Nmm	,38200	,084368	5
			25 Nmm	1,01220	,233816	5
			50 Nmm	3,40660	,955888	5
			Total	1,60027	1,448305	15
		0.45	10 Nmm	,63540	,359052	5
			25 Nmm	,99580	,305565	5
			50 Nmm	2,76460	,181202	5
			Total	1,46527	1,000258	15
		Total	10 Nmm	,46620	,207923	20
			25 Nmm	1,13915	,528848	20
			50 Nmm	2,80545	,650348	20
			Total	1,47027	1,106081	60
	TMA	0.32	10 Nmm	1,01360	,037487	5
			25 Nmm	3,13620	,232235	5
			50 Nmm	6,31820	1,206743	5
			Total	3,48933	2,350205	15
		0.36	10 Nmm	,93060	,108015	5
			25 Nmm	2,94140	,349797	5
			50 Nmm	6,63240	,930196	5
			Total	3,50147	2,501800	15
		Total	10 Nmm	,97210	,087884	10
			25 Nmm	3,03880	,298148	10
			50 Nmm	6,47530	1,029173	10
			Total	3,49540	2,384979	30
	Total	0.32	10 Nmm	,71800	,317706	10

Anhang

			25 Nmm	2,12460	1,078787	10
			50 Nmm	4,28840	2,292517	10
			Total	2,37700	2,062619	30
		0.36	10 Nmm	,67780	,286224	10
			25 Nmm	2,18850	1,066076	10
			50 Nmm	4,71220	2,134279	10
			Total	2,52617	2,158020	30
		0.40	10 Nmm	,38200	,084368	5
			25 Nmm	1,01220	,233816	5
			50 Nmm	3,40660	,955888	5
			Total	1,60027	1,448305	15
		0.45	10 Nmm	,63540	,359052	5
			25 Nmm	,99580	,305565	5
			50 Nmm	2,76460	,181202	5
			Total	1,46527	1,000258	15
		Total	10 Nmm	,63483	,299261	30
			25 Nmm	1,77237	1,020003	30
			50 Nmm	4,02873	1,924024	30
			Total	2,14531	1,893693	90
Titantube	Stahl	0.32	10 Nmm	,19980	,086030	5
			25 Nmm	,58540	,104467	5
			50 Nmm	1,55400	,096641	5
			Total	,77973	,596328	15
		0.36	10 Nmm	,23120	,108941	5
			25 Nmm	,68460	,215130	5
			50 Nmm	1,37000	,172718	5
			Total	,76193	,509828	15
		0.40	10 Nmm	,23900	,115269	5
			25 Nmm	,64980	,067411	5
			50 Nmm	1,42660	,608556	5
			Total	,77180	,608881	15
		0.45	10 Nmm	,63060	,231089	5
			25 Nmm	1,39740	1,095103	5
			50 Nmm	1,42200	,629088	5
			Total	1,15000	,784604	15
		Total	10 Nmm	,32515	,225964	20
			25 Nmm	,82930	,616479	20
			50 Nmm	1,44315	,417565	20
			Total	,86587	,638367	60
	TMA	0.32	10 Nmm	,46500	,073444	5
			25 Nmm	1,30040	,186851	5
			50 Nmm	3,70060	,477465	5
			Total	1,82200	1,446335	15
		0.36	10 Nmm	,43920	,042973	5
			25 Nmm	1,42140	,116019	5

Anhang

		50 Nmm	3,14860	,603035	5	
		Total	1,66973	1,205063	15	
	Total	10 Nmm	,45210	,058335	10	
		25 Nmm	1,36090	,159895	10	
		50 Nmm	3,42460	,589563	10	
		Total	1,74587	1,310314	30	
	Total	0.32	10 Nmm	,33240	,158818	10
			25 Nmm	,94290	,402957	10
			50 Nmm	2,62730	1,177048	10
			Total	1,30087	1,209336	30
		0.36	10 Nmm	,33520	,134586	10
			25 Nmm	1,05300	,421129	10
			50 Nmm	2,25930	1,026454	10
			Total	1,21583	1,019638	30
		0.40	10 Nmm	,23900	,115269	5
			25 Nmm	,64980	,067411	5
			50 Nmm	1,42660	,608556	5
			Total	,77180	,608881	15
		0.45	10 Nmm	,63060	,231089	5
			25 Nmm	1,39740	1,095103	5
			50 Nmm	1,42200	,629088	5
			Total	1,15000	,784604	15
	Total	10 Nmm	,36747	,195484	30	
		25 Nmm	1,00650	,567358	30	
		50 Nmm	2,10363	1,060504	30	
		Total	1,15920	1,001807	90	
Selbst groß	Stahl	0.32	10 Nmm	,20320	,097723	5
			25 Nmm	,33820	,169771	5
			50 Nmm	,15060	,057256	5
			Total	,23067	,136341	15
		0.36	10 Nmm	,21680	,029567	5
			25 Nmm	,47820	,392864	5
			50 Nmm	,27560	,110432	5
			Total	,32353	,247517	15
		0.40	10 Nmm	,23580	,055863	5
			25 Nmm	,39020	,236404	5
			50 Nmm	,54100	,324577	5
			Total	,38900	,252178	15
		0.45	10 Nmm	,23200	,112232	5
			25 Nmm	,54880	,322663	5
			50 Nmm	,65300	,547588	5
			Total	,47793	,391609	15
	Total	10 Nmm	,22195	,075365	20	
		25 Nmm	,43885	,281287	20	
		50 Nmm	,40505	,362014	20	

Anhang

		Total	,35528	,280617	60
TMA	0.32	10 Nmm	,41020	,092524	5
		25 Nmm	,67320	,243768	5
		50 Nmm	1,46500	,440430	5
		Total	,84947	,538674	15
	0.36	10 Nmm	,29700	,132006	5
		25 Nmm	,78300	,245141	5
		50 Nmm	,85680	,244981	5
		Total	,64560	,324607	15
	Total	10 Nmm	,35360	,122918	10
		25 Nmm	,72810	,237629	10
		50 Nmm	1,16090	,464369	10
		Total	,74753	,449109	30
Total	0.32	10 Nmm	,30670	,141250	10
		25 Nmm	,50570	,265318	10
		50 Nmm	,80780	,753374	10
		Total	,54007	,498082	30
	0.36	10 Nmm	,25690	,099599	10
		25 Nmm	,63060	,348011	10
		50 Nmm	,56620	,354860	10
		Total	,48457	,327521	30
	0.40	10 Nmm	,23580	,055863	5
		25 Nmm	,39020	,236404	5
		50 Nmm	,54100	,324577	5
		Total	,38900	,252178	15
	0.45	10 Nmm	,23200	,112232	5
		25 Nmm	,54880	,322663	5
		50 Nmm	,65300	,547588	5
		Total	,47793	,391609	15
	Total	10 Nmm	,26583	,111331	30
		25 Nmm	,53527	,297652	30
		50 Nmm	,65700	,533030	30
		Total	,48603	,390512	90
Selbst klein Stahl	0.32	10 Nmm	,19620	,061329	5
		25 Nmm	,82320	,209508	5
		50 Nmm	1,13900	,165068	5
		Total	,71947	,431152	15
	0.36	10 Nmm	,19960	,078624	5
		25 Nmm	,74720	,135701	5
		50 Nmm	1,77200	,152067	5
		Total	,90627	,684614	15
	0.40	10 Nmm	,34400	,114342	5
		25 Nmm	,72220	,377071	5
		50 Nmm	1,72000	,297117	5
		Total	,92873	,656152	15

Anhang

		0.45	10 Nmm	,21360	,150787	5
			25 Nmm	1,08700	,394802	5
			50 Nmm	1,30620	,253236	5
			Total	,86893	,554979	15
		Total	10 Nmm	,23835	,116592	20
			25 Nmm	,84490	,312869	20
			50 Nmm	1,48430	,344697	20
			Total	,85585	,580811	60
TMA		0.32	10 Nmm	,44680	,074362	5
			25 Nmm	1,54720	,201822	5
			50 Nmm	3,72300	,182828	5
			Total	1,90567	1,417145	15
		0.36	10 Nmm	,61580	,155424	5
			25 Nmm	1,64000	,216689	5
			50 Nmm	3,13120	,746660	5
			Total	1,79567	1,149978	15
		Total	10 Nmm	,53130	,145353	10
			25 Nmm	1,59360	,203381	10
			50 Nmm	3,42710	,599933	10
			Total	1,85067	1,269282	30
Total		0.32	10 Nmm	,32150	,146880	10
			25 Nmm	1,18520	,428037	10
			50 Nmm	2,43100	1,371752	10
			Total	1,31257	1,192964	30
		0.36	10 Nmm	,40770	,248196	10
			25 Nmm	1,19360	,500467	10
			50 Nmm	2,45160	,878197	10
			Total	1,35097	1,034054	30
		0.40	10 Nmm	,34400	,114342	5
			25 Nmm	,72220	,377071	5
			50 Nmm	1,72000	,297117	5
			Total	,92873	,656152	15
		0.45	10 Nmm	,21360	,150787	5
			25 Nmm	1,08700	,394802	5
			50 Nmm	1,30620	,253236	5
			Total	,86893	,554979	15
		Total	10 Nmm	,33600	,187594	30
			25 Nmm	1,09447	,453688	30
			50 Nmm	2,13190	1,028221	30
			Total	1,18746	,985385	90
Total	Stahl	0.32	10 Nmm	,25920	,112706	25
			25 Nmm	,70900	,308086	25
			50 Nmm	1,19980	,754213	25
			Total	,72267	,607399	75

Anhang

	0.36	10 Nmm	,27288	,114909	25
		25 Nmm	,80524	,574722	25
		50 Nmm	1,39476	,924983	25
		Total	,82429	,775684	75
	0.40	10 Nmm	,30792	,099864	25
		25 Nmm	,70012	,300857	25
		50 Nmm	1,65828	1,108328	25
		Total	,88877	,870082	75
	0.45	10 Nmm	,40752	,273757	25
		25 Nmm	,98944	,580703	25
		50 Nmm	1,58976	,839410	25
		Total	,99557	,773505	75
	Total	10 Nmm	,31188	,173968	100
		25 Nmm	,80095	,469527	100
		50 Nmm	1,46065	,919931	100
		Total	,85783	,765195	300
TMA	0.32	10 Nmm	,58608	,238444	25
		25 Nmm	1,53036	,917222	25
		50 Nmm	3,28328	1,994788	25
		Total	1,79991	1,687460	75
	0.36	10 Nmm	,57272	,247395	25
		25 Nmm	1,59620	,783808	25
		50 Nmm	3,09020	2,104342	25
		Total	1,75304	1,654785	75
	Total	10 Nmm	,57940	,240564	50
		25 Nmm	1,56328	,845031	50
		50 Nmm	3,18674	2,031609	50
		Total	1,77647	1,665751	150
Total	0.32	10 Nmm	,42264	,247643	50
		25 Nmm	1,11968	,794137	50
		50 Nmm	2,24154	1,826190	50
		Total	1,26129	1,374588	150
	0.36	10 Nmm	,42280	,243679	50
		25 Nmm	1,20072	,788852	50
		50 Nmm	2,24248	1,822444	50
		Total	1,28867	1,369628	150
	0.40	10 Nmm	,30792	,099864	25
		25 Nmm	,70012	,300857	25
		50 Nmm	1,65828	1,108328	25
		Total	,88877	,870082	75
	0.45	10 Nmm	,40752	,273757	25
		25 Nmm	,98944	,580703	25

Anhang

	50 Nmm	1,58976	,839410	25
	Total	,99557	,773505	75
Total	10 Nmm	,40105	,234842	150
	25 Nmm	1,05506	,715065	150
	50 Nmm	2,03601	1,608155	150
	Total	1,16404	1,224196	450

9. Danksagung

An erster Stelle gilt mein besonderer Dank Herrn Prof. Dr. Drescher, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie des Universitätsklinikum Düsseldorf, für die Überlassung des Themas und die gute Betreuung. Besonders bedanke ich mich auch für seine Geduld und das schnelle Korrekturlesen, sowie für die konstruktive Kritik und die wertvollen Verbesserungsvorschläge.

Weiterhin möchte ich mich bei Herr Dr. Hönscheid bedanken, für seine Hilfe beim Versuchsaufbau und für seine unermüdliche Hilfe bei allen technischen Fragen.

Außerdem danke ich den übrigen Mitarbeitern der Poliklinik für Kieferorthopädie für die Hilfsbereitschaft und Freundlichkeit.

Für die Bereitstellung der verwendeten Materialien danke ich PSM Medical Solutions und der 3M Deutschland GmbH, sowie der Smile-Dental GmbH.

Im besonderen Maße danke ich meinem Ehemann Robert, der mich durch alle Höhen und Tiefen bei der Anfertigung dieser Arbeit begleitet hat, mir stets den Rücken freigehalten hat und mich immer wieder motiviert hat.

Ein herzliches Dankeschön gebührt meiner Mutter und meinem Schwiegervater, meiner restlichen Familie und meinen Freunden, dafür, dass sie mich auf jegliche Weise entlastet haben und mich stets unterstützt haben.

Von ganzem Herzen danke ich außerdem besonders meinem Opa, für sein Interesse und seine große Motivation und dafür, dass ich ihm das Versprechen geben musste, diese Arbeit fertigzustellen.