

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

**Friktionsverhalten verschiedener selbstligierender und
konventioneller Bracketsysteme unter Einwirkung von
Torque und Angulation**

Dissertation

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

vorgelegt von
Marie-Christin Schulze

2013

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

gez.:

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Joachim Windolf

Referent: Univ.-Prof. Dr. Dieter Drescher

Koreferent: Univ.-Prof.Dr. Ulrich Stüttgen

„Anfangs wollt ich fast verzagen,
Und ich glaubt, ich trüg es nie;
Und ich hab es doch getragen -
Aber fragt mich nur nicht, wie?“

Heinrich Heine

Für meine liebe Oma Else

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	1
1. EINLEITUNG	3
2. THEORETISCHER HINTERGRUND	4
2.1 FRIKTION	4
2.2 FRIKTION IN DER KIEFERORTHOPÄDIE	7
2.3 FRIKTIONSBEEINFLUSSENDE FAKTOREN	11
2.4 ZIELSETZUNG DER ARBEIT	26
3. METHODE	28
3.1 STICHPROBE: VERWENDETE ATTACHMENT-TYPEN	28
3.2 BÖGEN UND LIGATUREN	39
3.3 MESSAPPARATUR	39
3.4 MESSVORGANG	41
3.5 DATENSPEICHERUNG	44
3.6 STATISTISCHE AUSWERTUNG	47
3.7 RASTERELEKTRONENMIKROSKOPISCHE UNTERSUCHUNG	48
4. ERGEBNISSE	49
4.1 FRAGESTELLUNG 1	49
4.2 FRAGESTELLUNG 2	54
4.3 FRAGESTELLUNG 3	66
4.4 FRAGESTELLUNG 4	81
4.5 RASTERELEKTRONENMIKROSKOPISCHE BILDER	88
5. DISKUSSION	90
5.1 DISKUSSION DER VERSUCHSMETHODIK	91
5.2 DISKUSSION DER EIGENEN ERGEBNISSE	95
5.3 KLINISCHE RELEVANZ	100
6. SCHLUSSFOLGERUNGEN	104
7. ZUSAMMENFASSUNG	105
8. SUMMARY	106

9. LITERATURVERZEICHNIS	107
ANHANG	119
DANKSAGUNG	135
LEBENS LAUF	136
EIDESSTÄTTLICHE VERSICHERUNG	137

1. Einleitung

Die Behandlung mit festsitzenden Apparaturen ist heutzutage aus der Kieferorthopädie nicht mehr wegzudenken. Dabei gehört die bogengeführte Zahnbewegung zu einer der häufigsten Behandlungsaufgaben in der Multibandtechnik. Nach wie vor stellt sie eine der einfachsten klinischen Methoden dar, um Zähne in mesio-distaler Richtung zu bewegen. Die hierdurch auftretenden Friktionskräfte innerhalb des Bracket-Bogen-Komplexes sind erwiesenermaßen unvermeidbar. Ein Teil der applizierten Kraft geht somit durch Reibung verloren, wodurch Zahnbewegungen verzögert ablaufen oder sogar ausbleiben können. Das Auftreten von Friktion in der Kieferorthopädie lässt sich als ein multifaktorielles Geschehen bezeichnen, welches von verschiedenen mechanischen und biologischen Faktoren beeinflusst wird¹³³. Doch selbst bei einer optimalen Materialauswahl ist nach Drescher et al.⁴⁵ von einem mindestens 50%igen Kraftverlust durch Reibung auszugehen, wodurch es zu einer erhöhten Belastung der Verankerungseinheit kommen kann. Bei der bogengeführten Zahnbewegung erfolgt der Kraftangriff am Bracket und damit oberhalb und bukkal des Widerstandszentrums. Die dabei auftretenden reaktiven Drehmomente führen zu einer Kippbewegung des Zahnes, sowohl in mesio-distaler als auch in oro-vestibulärer Richtung. Dadurch entsteht zum einen die bereits vielfach in der Literatur beschriebene kippmomentinduzierte Friktion^{9, 20, 45, 85} und zum anderen ein sogenannter Torquekonflikt zwischen Bracket und Bogen^{6, 12, 109}.

Mittlerweile existiert eine Vielzahl unterschiedlicher Bracketsysteme diverser Hersteller auf dem Markt, die vermehrt als „friktionslos“ oder „friktionsarm“ beworben werden. Hierbei handelt es sich zumeist um selbstligierende Systeme, die wie auch die konventionell zu ligierenden Systeme in zwei unterschiedlichen Slotdimensionen angeboten werden. In der Literatur findet sich bereits eine große Anzahl an Studien, die verschiedene Einflussfaktoren wie Legierung und Drahtdimension, Bracketform-, breite-, design und – material hinsichtlich des Reibungsverlustes bei der bogengeführten Zahnbewegung untersucht haben. Allerdings wurde bisher der Zusammenhang von gleichzeitig einwirkenden Drehmomenten, erzeugt durch Angulation und Torque, in der Literatur noch nicht näher überprüft.

Ziel der vorliegenden experimentellen Studie war es, den Effekt von Torque und Angulation auf die Friktion verschiedener auf dem Markt befindlicher Bracketsysteme zu ermitteln.

2. Theoretischer Hintergrund

Das folgende Kapitel soll einen Überblick über den Friktionsbegriff und seine Bedeutung in der Kieferorthopädie vermitteln. In diesem Zusammenhang werden die mechanischen und biologischen friktionsbeeinflussenden Faktoren anhand vorliegender Literatur näher erläutert.

2.1 Friktion

2.1.1 Historischer Rückblick

Die Friktion, auch Reibung genannt, gehört neben Verschleiß und Schmierung zum Fachgebiet der Tribologie (griechisch für Reibungslehre). Obwohl der Begriff der Tribologie erst

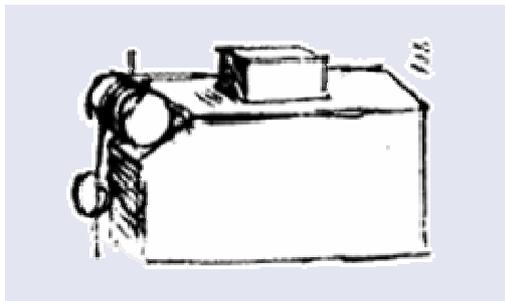


Abbildung 1: Skizze von Leonardo da Vincis Reibungsversuchen. (Graphik aus: Dowson D. *History of tribology* / D. Dowson. London; New York : Longman; 1979)

1966 von Peter Jost geprägt wurde, sind tribologische Entdeckungen, wie zum Beispiel das Gewinnen von Feuer durch Reibwärme, bereits Jahrtausende vor Christus gemacht worden^{14, 122}. Einer der ersten, der sich in wissenschaftlicher Weise mit dem Reibungsproblem befasste, war Leonardo da Vinci (1452-1519; Abbildung 1). Er formulierte die zwei grundlegenden Gesetze der Reibung noch bevor

Newton ca. 200 Jahre später den Begriff der Kraft definierte: „ Die Reibungskraft ist proportional zur Belastung“ und weiterhin ist „die Reibungskraft unabhängig von der scheinbaren Kontaktfläche“. Leonardo da Vinci war es auch, der als erster den Begriff des Reibungskoeffizienten einführte.

Seine Untersuchungen gerieten in Vergessenheit bis sich im Jahre 1699, ca. 200 Jahre später, der französische Physiker Guillaume Amontons (1663-1705; Abbildung 2) und der französische Naturphilosoph John Theophilus Desagulier (1683-

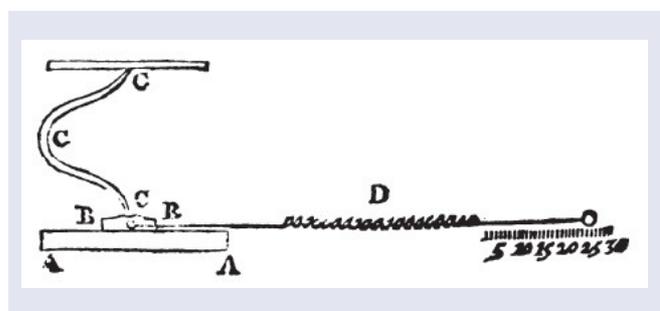


Abbildung 2: Versuchsaufbau von G. Amontons zur Messung der kinetischen Reibkraft. Die Reibung wird mittels der Auslenkung einer Feder *D* gemessen. Die Feder *C* dient zur Einstellung der Normalkraft⁴³.

die Reibung mit der Last (Normalkraft), nicht aber mit der Berührungsfläche der reibenden Körper verändert, ist seither als „Amontons“ Gesetz bekannt, wohingegen Desagulier die

Reibung auf den Einfluss von Kohäsion und Adhäsion zurückführte. Später verwarf der französische Ingenieur Charles Augustin Coulomb (1736-1806) diesen Gedanken wieder und entwickelte den grundlegenden Gedanken Amontons weiter. Die Gesetzmäßigkeiten der trockenen Reibung werden ihm zu Ehren als Coulombsches Reibungsgesetz bezeichnet^{43, 122}.

2.1.2 Physikalische Definition

Die Friktion ist eine physikalische Kraft und beschreibt die Hemmung einer Bewegung, die zwischen einander berührenden Festkörpern oder Teilchen auftritt, dementsprechend spricht man von äußerer und innerer Reibung. Bei der äußeren Reibung, der sogenannten Festkörperreibung, wird zudem zwischen statischer (Haftreibung) und dynamischer (Gleitreibung, Rollreibung) Reibung unterschieden, die beide auch als Coulombsche Reibung bezeichnet werden.

Haftreibung: Der Betrag der Haftreibung lässt sich mit einem Tribometer ermitteln, dessen Prinzip in der nebenstehenden Abbildung 3 verdeutlicht werden soll. Ein Wägstück mit seiner Gewichtskraft G kann den Probekörper gerade noch nicht in Bewegung versetzen. Der Probekörper befindet sich also in relativer Ruhe zu seiner Unterlage,

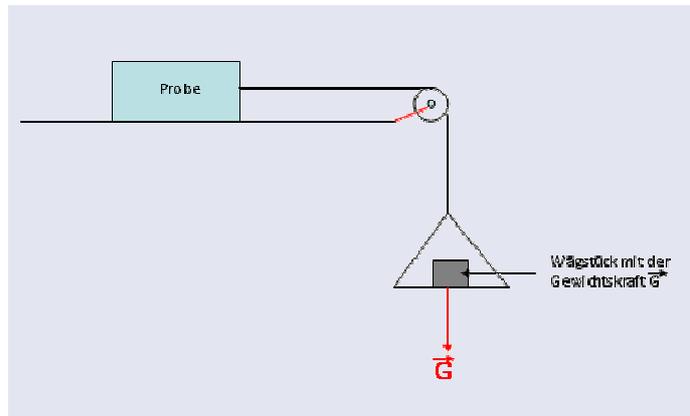


Abbildung 3: Prinzip des Coulombs Tribometer¹⁰⁵

sodass der Betrag der Haftreibung dann gleich dem Betrag der Gewichtskraft ist. Weiterhin ist der Betrag direkt proportional der senkrecht auf die Berührungsfläche wirkenden Kraft, welche als sogenannte Normalkraft bezeichnet wird. Des Weiteren ist er unabhängig von der Größe der Berührungsfläche und der Geschwindigkeit. Zusammengefasst wird der Sachverhalt durch das Coulombsche Reibungsgesetz:

$$F_h = f_h \cdot N$$

F_h ist hierbei der Betrag der Haftreibung, f_h der Haftreibungskoeffizient (statischer Friktionskoeffizient, Haftreibungszahl) und N steht für den Betrag der Normalkraft, mit welcher der

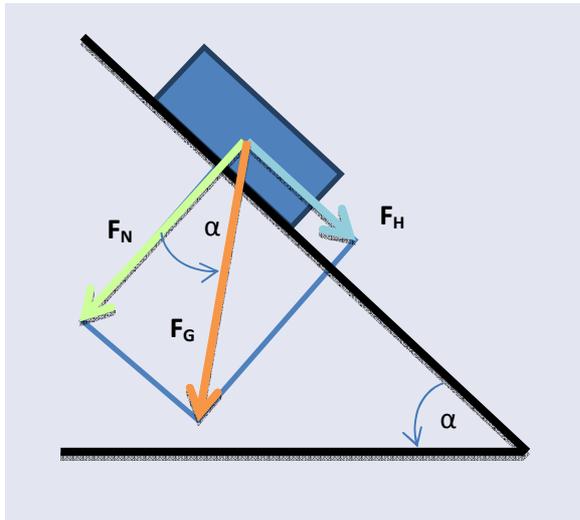


Abbildung 4: Bestimmung des Haftreibungskoeffizienten (F_N = Normalkraft; F_G = Gewichtskraft; F_H = Haftreibungskraft)

Körper auf seine Unterlage drückt. Die Haftreibungszahl ist vom Material und von der Oberflächenbeschaffenheit der Berührungsflächen abhängig und er ergibt sich rechnerisch aus dem Verhältnis von Reibungskraft $[F]$ und Normalkraft $[N]$. Experimentell lässt er sich an einer schiefen Eben ermitteln, deren Neigungswinkel so eingestellt ist, dass der darauf befindliche Körper gerade noch nicht in Bewegung gerät⁶⁵ (Abbildung 4).

Gleitreibung: Gleitet ein Körper auf seiner Unterlage, so wirkt eine bremsende Kraft auf ihn, die Gleitreibungskraft. Sie wirkt entgegengesetzt der Kraft, die notwendig ist, um einen Körper in gleichförmige Bewegung zu versetzen (Abbildung 5). Bei der Gleitreibung gilt wie bei der Haftreibung das Coulombsche Reibungsgesetz:

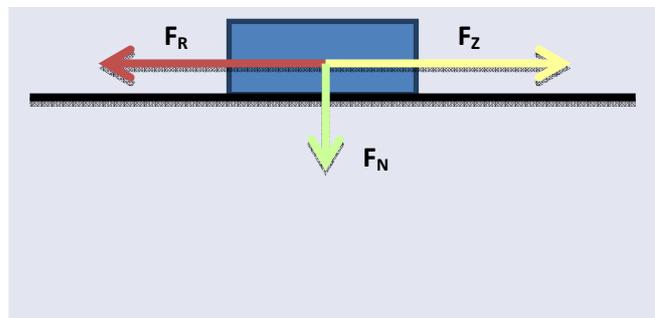


Abbildung 5: Bestimmung der Gleitreibungskraft: Zugkraft (F_Z) ist gleich Gleitreibungskraft (F_R) bei konstanter Geschwindigkeit des Körpers

$$F_R = f_g \cdot N$$

Der Betrag der Gleitreibung ist wie der Betrag der Haftreibung unabhängig von der Größe der Berührungsfläche und direkt proportional zur Normalkraft. Im Unterschied zur Haftreibung ist die Gleitreibungskraft jedoch unabhängig von dem Betrag der angewendeten horizontalen Kraft und ist damit in der Regel kleiner¹⁰⁷.

2.2 Friktion in der Kieferorthopädie

2.2.1 Indikationsspezifische Kraftgrößen

Über einen Draht, der sich in einem Bracketslot oder in einem Molarenröhrchen befindet, werden Kräfte und Drehmomente auf die Zähne übertragen. Es lassen sich unterschiedliche Formen der orthodontischen Zahnbewegung unterscheiden, die je nach Kraft-[F] und Drehmomentapplikation [M] am Attachment realisiert werden können. Da es sich bei Zähnen um im Parodont gelagerte Körper mit einem spezifischen Widerstandszentrum handelt, entscheidet das Verhältnis von M/F über die resultierende Zahnbewegung. Die Lage des Widerstandszentrums hängt von der Wurzelanatomie mit Wurzellänge, -dicke, Wurzelanzahl und –form, sowie der Fläche des parodontalen Attachments ab. Unterschieden werden können die unkontrollierte und kontrollierte Kippung, die Translation und die Wurzelbewegung. Je nach Behandlungsaufgabe und appliziertem Kräftesystem werden die verschiedenen Formen der Zahnbewegung durchlaufen. Sowohl in der Nivellierungsphase, mit dem Alignment aller Zähne, als auch in der Arbeitsphase (Führungs- und Kontraktionsphase), wenn mittels der Gleitmechanik ein Lückenschluss oder die Einstellung der Okklusion bewirkt werden soll, sollte der Friktionswiderstand im Bracket-Slot möglichst gering sein. Der Bogen soll im Bracketschlitz bzw. Molarenröhrchen idealerweise leicht gleiten. Die in der Kieferorthopädie zur Anwendung kommenden Kraftgrößen schwanken zwischen 0,1 und 20 Newton. Das Ziel einer primär orthodontisch wirksamen Kraft ist es, parodontale Umbauvorgänge einzuleiten, ohne eine Hyalinisation zu induzieren⁶⁴. Obwohl eine präzise Bestimmung der optimalen Kraftgröße nicht möglich ist, besteht jedoch Einigkeit darin, dass die erforderlichen Kräfte im Wesentlichen von der Art der Bewegung und der Wurzeloberfläche der Zähne abhängen^{47, 98, 119, 127-129}. Auf der Grundlage vieler, zum Teil älterer Veröffentlichungen, lässt sich eine Empfehlung zu den erforderlichen Kraftgrößen aussprechen^{64, 74, 98, 100, 127, 144, 151} (Tabelle 1). Je höher nun die Friktion im Bracket-Bogen-Komplex, desto geringer ist die orthodontisch wirksame Kraft.

Tabelle 1: Empfohlene Kraftgrößen unterteilt nach Behandlungsaufgabe. Aus: Ludwig B, Glasl B: Behandlung. Selbstligierende Brackets: Georg Thieme Verlag; 2009

Zahnbewegung	Frontzähne, Prämolaren	Eckzähne, Molaren
Kippung	0,2-0,3 N	0,5-0,75 N
Körperliche Translation	0,4-0,5 N	1,5-2,5 N
Extrusion, Intrusion	0,15-0,3 N	0,15-0,3 N

2.2.2 Begriffe des „Binding“ und „Notching“

Die Behandlung mit einer festsitzenden Multibracket-Apparatur gliedert sich in unterschiedliche Phasen. Am Anfang steht die sogenannte Nivellierungsphase, in welcher ein vertikaler und horizontaler Ausgleich der Zahnpositionen bewirkt wird. Ziel ist es, die Bracketslots etwa auf das gleiche Niveau einzustellen, damit in den folgenden Phasen auf Bögen mit höherer Festigkeit übergegangen werden kann. Um das Kraftniveau bei der initialen Zahnbewegung besonders gering zu halten, werden niedrig dimensionierte Bögen mit einem großen Arbeitsbereich verwendet. Während der Nivellierung kann es passieren, dass sich der Bogen im Slot verkantet oder verbiegt, so dass es erstmalig zum Auftreten der Phänomene „Binding“ und „Notching“ kommt (Abbildung 6). „Binding“ beschreibt allgemein einen Klemm-Effekt zwischen Bracket und Bogen, der sich aus dem Bestreben des Drahtes ergibt, in seine Ausgangsform zurückzukehren. „Binding“ tritt auf, sobald sich der Zahn entlang des Bogens bewegt und der Draht in Kontakt mit den Ecken des Bracketslots kommt^{25, 85}. Bei einem ausgeprägten Nivellierungsbedarf führt dies zu einem stärkeren Abknicken des Drahtes, bis hin zu einer plastischen Deformation („Notching“). Klinisch äußert sich das in einem Stillstand der Bewegung^{8, 9, 38, 85, 92, 100}. Articolo et al.⁸ bezeichneten das Phänomen des „Notchings“ als eine zu beobachtende Beschädigung des Drahtes zu einem späteren Zeitpunkt des „Bindings“.

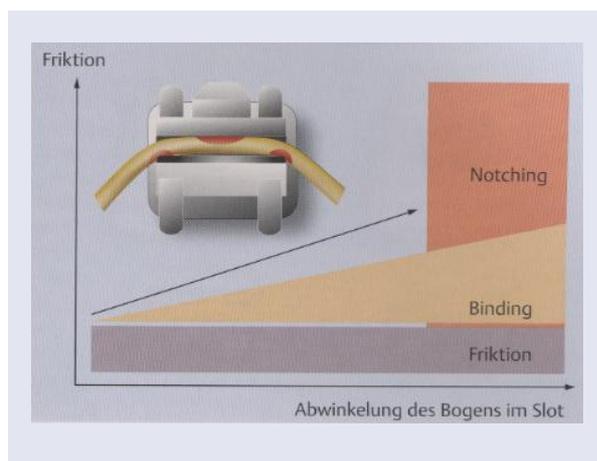


Abbildung 6: Phänomen des „Binding“ und „Notching“ Graphik entnommen aus: Ludwig B, Glasl B, Bock F, Bock J, Goldbecher H, Lietz T. Selbstligierende Brackets: Konzepte und Behandlung: Georg Thieme Verlag; 2009.

Die Abbildung 6 verdeutlicht den bereits von Kusy und Whitley^{25, 85} beschriebenen Zusammenhang. Sie definierten den Reibungswiderstand (RS) zwischen Bracket und Bogen als eine Kombination aus drei Komponenten: 1. statische oder kinetische Friktion (FR), 2. Binding (BI) und 3. Notching (NO). Es folgt: $RS = FR + BI$ oder $RS = NO$, da die Zahnbewegung unter dieser Bedingung stoppt.

2.2.3 Die Biomechanik der bogengeführten Zahnbewegung

Die bogengeführte Zahnbewegung erfolgt mit Bögen höherer Drahtdimension und – steifigkeit. Es werden Behandlungsaufgaben, wie der kieferorthopädische Lückenschluss, die Okklusions- und Mitteneinstellung gelöst. Obwohl unerwünschte ausgeprägte Kippungen

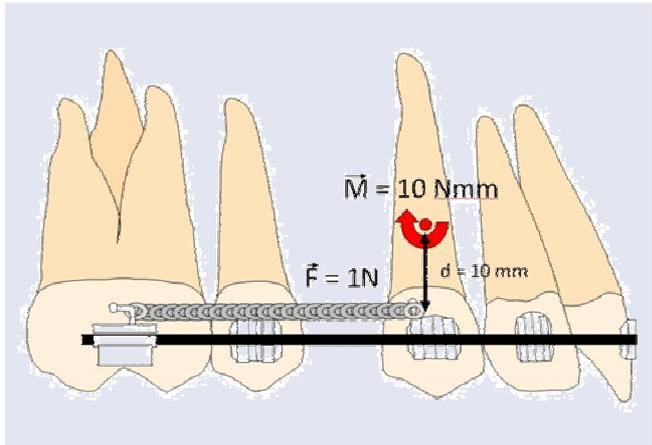


Abbildung 7: Entstehung des reaktiven Drehmoments am Eckzahn

und Rotationen bei der mesio-distalen Zahnbewegung entlang eines Führungsbogens vermieden werden, ist der Reibungsverlust doch erheblich⁴⁵. Wie genau die Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung entsteht und welche Kräfte und Drehmomente wirken, wenn von bukkal eine orthodontische Kraft angreift (Abbildung 7), soll im Folgenden illustriert werden:

Aufgrund des exzentrischen Kraftangriffs kippt der Zahn zunächst um sein Widerstandszentrum, bis es zu einer Anlagerung zwischen Bracket und Draht kommt („Binding“; Abbildung 8 und Abbildung 9)^{8, 25, 85}. Der Bogen erzeugt aufgrund seines elastischen Rückstellvermögens ein gegengerichtetes Aufrichtemoment, sodass der Zahn im Sinne einer Antitip-Bewegung fortwährend aufgerichtet wird. Dieses Moment wird in Form zweier antiparalleler, senkrecht zu den reibenden Flächen wirkender Kräfte auf das Bracket übertragen. Die entstehende Form der Reibung wird als kippmomentinduzierte Friktion bezeichnet⁴⁵.

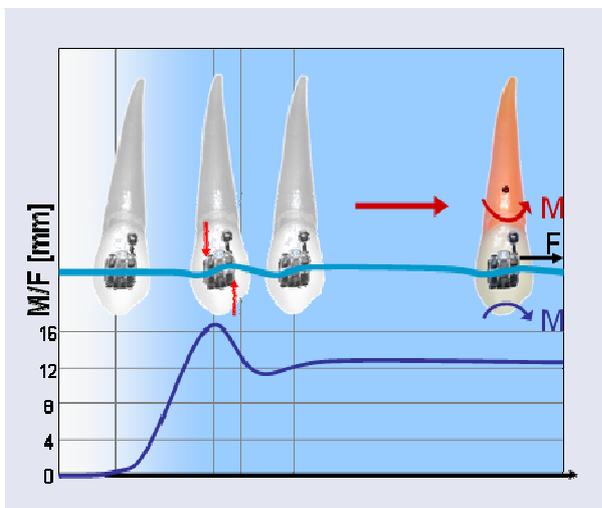


Abbildung 8: Kippmomentinduzierte Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung¹⁰¹

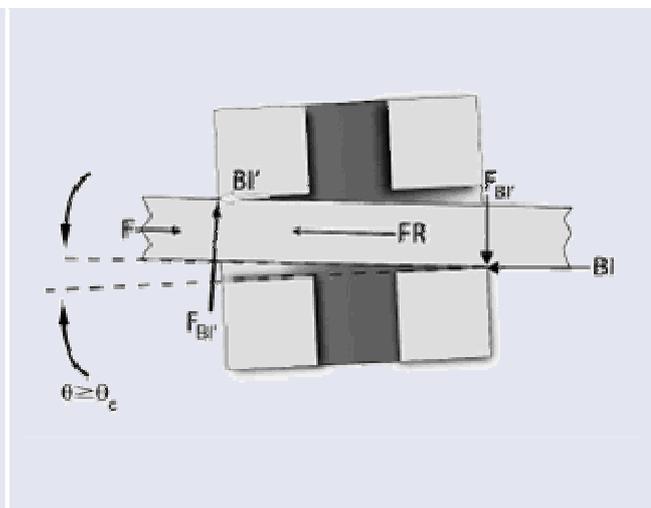


Abbildung 9: Kontakt zwischen Bogen und Bracket bei der aktiven Zahnbewegung; BI: Binding²⁵

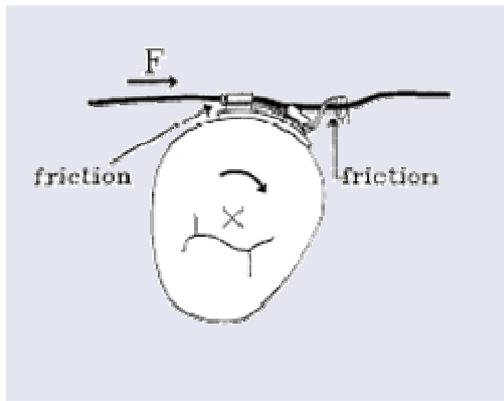


Abbildung 10: Ligaturbedingte Friktion⁴⁵

Schon Andreasen und Quevedo, 1970⁴ fanden heraus, dass eine zusätzliche Bracketangulation die Friktion erhöht. Die Friktionskraft steigt linear zur Angulation zwischen Bracket und Bogen an^{22, 32, 48, 57, 58, 113, 126, 142, 159}. Bei Verwendung sehr hoher Kräfte und leicht deformierbarem Draht, kommt es zu einer Verklebung und plastischen Deformation des Bogens („Notching“), weshalb bei der bogengeführten Zahnbewegung auf eine ausreichend hohe Drahtdimension zu achten ist.

Ferner findet bei der mesio-distalen Zahnbewegung auch eine Rotation um die Zahnlängsachse statt, weshalb ebenfalls Reibung zwischen Bracket und Ligatur entsteht^{48, 59} (Abbildung 10).

Da der Kraftangriff nicht nur oberhalb, sondern auch bukkal des Widerstandszentrums erfolgt, wird ein weiteres reaktives Drehmoment erzeugt, was zu einer oro-vestibulären Kippbewegung des Zahnes führt (Abbildung 11). Die Folge ist ein sogenannter Torquekonflikt zwischen Bracket / Tube und Bogen, auf den am Ende des Kapitels noch näher eingegangen werden soll (Abbildung 12).

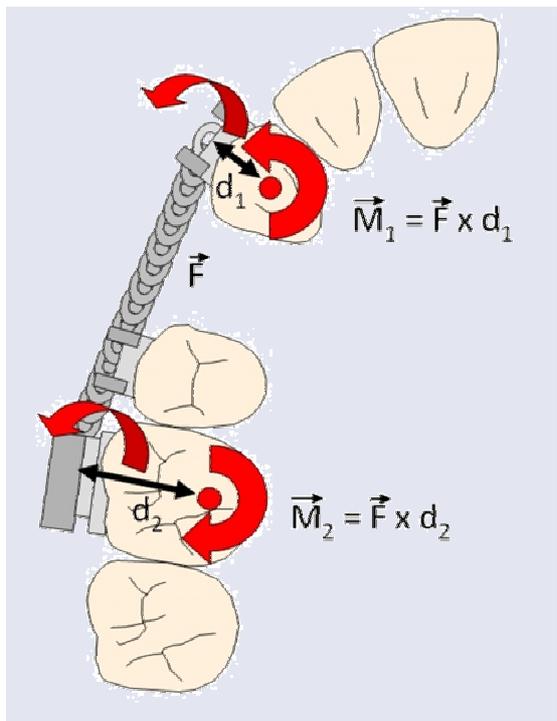


Abbildung 11: Auftretende reaktive Drehmomente am Molaren und Eckzahn, die zu einer oro-vestibulären Kippbewegung und Rotation führen

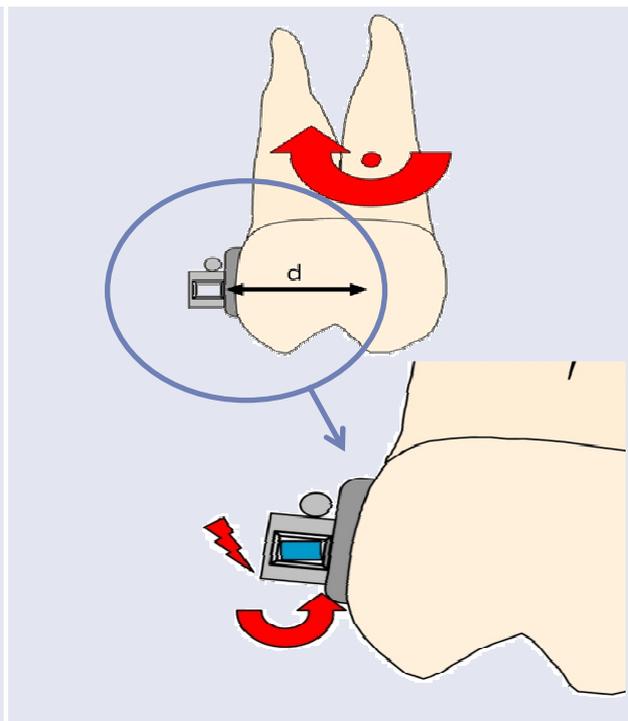


Abbildung 12: Entstehung des Torquekonflikts bei oro-vestibulärer Kippbewegung des Zahnes und einligiertem Vierkantdraht

2.3 Friktionsbeeinflussende Faktoren

Das Auftreten von Friktion im Bracket-Bogen-Komplex ist erwiesenermaßen unvermeidbar und abhängig von vielerlei Faktoren. Die Abbildung 13 stellt den Komplex dar und verdeutlicht die geometrischen Parameter zur Beschreibung von Gleitmechaniken. Nicht nur der

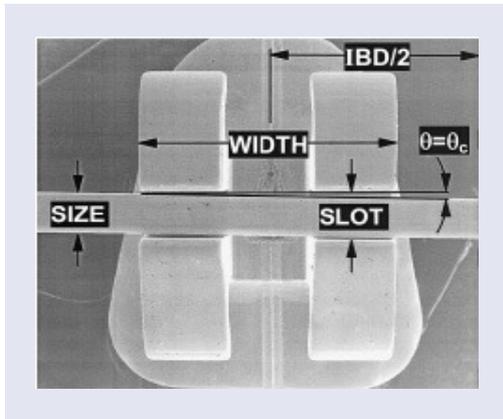


Abbildung 13: Bogen im Bracketslot. Geometrische Parameter: Bogendimension (Size), Bracketbreite (Width), Interbracketabstand (IBD), Angulation θ ⁸⁷

verwendete Draht in Form, Material und Querschnitt, sondern auch das jeweilige Bracketssystem und sein Ligationsmechanismus spielen eine wichtige Rolle. Ebenfalls zu berücksichtigen sind die intraoralen Variablen, wie Mundhöhlenmilieu, Plaqueakkumulation und Parodontalzustand. Hinzu kommen individuelle biomechanische Einflussfaktoren, wie das Auftreten von Torque- und Angulationskonflikten während der Zahnbewegung, die gleichzeitig den Untersuchungsschwerpunkt dieser Arbeit darstellen.

2.3.1 Drahteigenschaften

2.3.1.1 Legierung und Oberflächenmodifikation

Die in der festsitzenden Multibandtechnik am häufigsten zum Einsatz kommenden Drahtmaterialien sind Nickel-Titan(NiTi)-, Edelstahl(SS stainless steel)-, Titan-Molybdän(TMA)- oder Kobaltd-Chrom (CoCr)-Legierungen. Entscheidend bei der Auswahl des entsprechenden Bogens, ebenso wie bei der Auswahl des Bracketmaterials, ist der materialspezifische Friktionskoeffizient. Zahlreiche Studien belegen, unabhängig vom Studiendesign und den getesteten Brackets, einheitlich, dass Stahlbögen den niedrigsten Friktionskoeffizienten und geringere Friktionswerte im Vergleich zu anderen Bögen aufweisen^{5, 15, 30, 41, 45, 48, 62, 76, 79, 84, 89, 114, 154, 158}, besonders in Kombination mit Metallbrackets^{90, 113, 123}. Die meisten Autoren sind sich einig darüber, dass die Reihenfolge wie folgt angegeben werden kann: $SS \leq CoCr < NiTi < TMA$ ^{5, 15, 41, 48, 99, 113, 162}. Nur Cacciafesta²⁹ konnte in seiner Untersuchung keinen signifikanten Unterschied zu einem Nickel-Titan-Bogen feststellen. Thorstenson und Kusy¹⁵⁷ sowie Hayashi et al.⁷² begründeten die höheren Friktionswerte von β -Titan (TMA) gegenüber Edelstahl (SS) mit dem relativen Drahtsteifigkeitsunterschied. β -Titan (TMA) besitzt nur 42% der Drahtsteifigkeit von Edelstahl (SS) und wird stärker verbogen, was wiederum die Friktion erhöht.

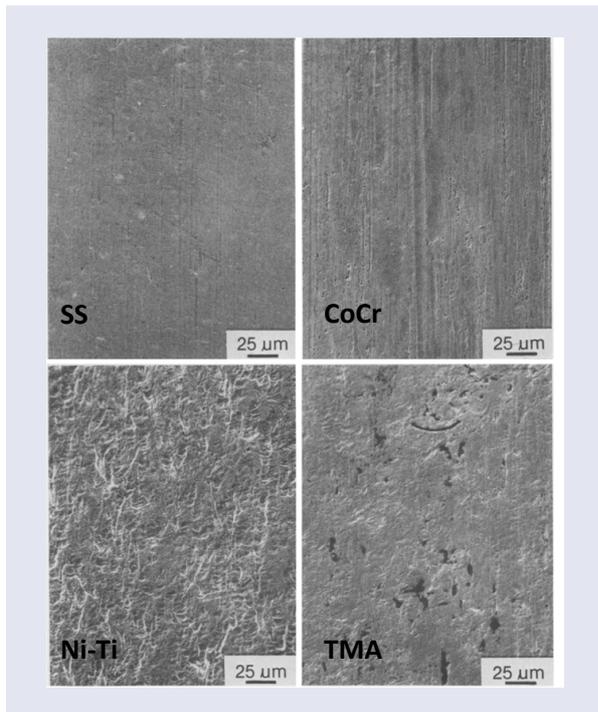


Abbildung 14: Elektronenmikroskopische Aufnahme der Drahtoberflächen von Stainless Steel, CoCr, NiTi und TMA⁹¹

Nach Drescher et al.⁴⁵ stellt die Oberflächenbeschaffenheit eines Drahtes den dominierenden Faktor für sein Friktionsverhalten dar und nicht der Elastizitätsmodul der jeweiligen Legierung. Die Oberflächenrauigkeit von SS, CoCr und NiTi-Drähten weist eine positive Korrelation zum Friktionskoeffizienten auf^{19, 96}, wobei sich TMA speziell verhält, wie Kusy et al.⁹¹ herausfanden. Denn sobald mechanische Abrasion auftritt, steigt der Friktionskoeffizient stark an, unabhängig von der initial gemessenen Oberflächenrauheit des Drahtes. Die Untersuchungen von Kusy und Whitley⁹¹ zeigten ebenfalls, dass nicht immer eine klare Beziehung zwischen Oberflächenrauheit und

ermitteltem Friktionskoeffizient besteht, denn TMA besitzt einen höheren Koeffizienten als NiTi, trotz optisch glatterer Beschaffenheit (Abbildung 14). Die erhöhte Friktion von TMA-Drähten wurde von den Herstellern erkannt, sodass durch Oberflächenveränderung und Legierungszusammensetzung an einer Herabsetzung der Reibungswerte gearbeitet wird. Cash et al.³⁰ verglichen die Friktionswerte von oberflächenmodifizierten Titan-Molybdän-Bögen und Edelstahlbögen in Kombination mit Metallbrackets. Obwohl gerade die Oberfläche von Ionen-implantierten Bögen und Timolium-TMA, dem zusätzlich Vanadium hinzulegiert ist, als sehr glatt gelten, erzielten auch in dieser Studie die Edelstahlbögen die geringsten Reibungswerte. Allgemein finden heutzutage verschiedene Formen der Oberflächenmodifikation kieferorthopädischer Drähte Anwendung, die neben der Friktion auch die Ästhetik, das Korrosionsverhalten sowie die mechanische Dauerbelastbarkeit der Bögen beeinflussen können. So gibt es neben der Ionenimplantation mit Vergütung der Drahtoberfläche beispielsweise die Plasmabehandlung zur Feinstreinigung und gezielten Entfernung von Rauheitsspitzen in der Mikrostruktur sowie das Aufbringen von zahnfarbenen Teflonbeschichtungen⁷⁵. Letzteres wird als besonders friktionsreduzierend in der Literatur beschrieben^{20, 75, 149}, jedoch stellt die Beschädigung und der teilweise Verlust der Beschichtung unter mechanischer Belastung immer noch ein Problem dar¹¹⁰. Elayyan et al.⁵² testeten beschichtete NiTi-Bögen und stellten fest, dass sich die Oberflächenrauheit der Drähte während des Gebrauchs

erhöht und ein 25%iger Verlust der Beschichtung innerhalb von 33 Tagen auftritt. Ein weiteres neuartiges Verfahren zur Oberflächenvergütung, bei welcher die Drähte einer speziellen elektrochemischen Behandlung unterzogen werden, wurde von Roehlike et al.¹³² näher untersucht. Sie ermittelten die Kraftreduktion durch Reibung während der simulierten bogengeführten Zahnbewegung mit entsprechend vergüteten 0.016" x 0.022" Euro NiTi- und β -Titan-Drähten (ODS GmbH Kisdorf, Deutschland) und überprüften den Einfluss auf die physikalischen Eigenschaften der orthodontischen Drähte. Durch diese neuartige Oberflächenbehandlung konnte der Friktionsverlust signifikant um bis zu 30% reduziert werden, wobei die anderen physikalischen Eigenschaften nahezu unverändert blieben. In Hinblick auf die Ästhetik⁸⁶ und das zum Teil in der Literatur beschriebene allergisierende Potenzial orthodontischer Drähte^{3, 143}, wird fortwährend an der Entwicklung alternativer Bogenmaterialien auf Polymerbasis geforscht. Eine Möglichkeit, um Polymerfasern als Drähte nutzbar zu machen, ist die sogenannte Glasfaserverstärkung^{28, 63}. Zufall et al.^{167, 168} stellten jedoch fest, dass es unter hoher Kraftapplikation oder angulatorischer Belastung zu Faserabrasionen und erhöhter Friktion kommt. Zwar konnte durch eine stabile Polymerbeschichtung dieses Problem gelöst werden, jedoch halten die Drähte einer erhöhten mechanischen Beanspruchung, wie der Torsion, nicht stand^{27, 168}. Sie wiesen im Test mehr Friktion als Stahlbögen, aber weniger als NiTi und TMA auf. Den derzeitigen Stand der Wissenschaft betrachtend sollen die Polyphenylen-Polymer-Drähte, entwickelt von Burstone et al.²⁷ nicht unerwähnt bleiben. Sie weisen zwar verbesserte Biegeeigenschaften auf, es sind jedoch noch weitere Studien zur Überprüfung ihres Friktionsverhaltens und ihrer kieferorthopädischen Nutzbarkeit notwendig.

2.3.1.2 Drahtdimension und Abnutzungserscheinungen

Die Friktion hängt nicht nur vom Bogenmaterial und der Oberflächenbeschaffenheit ab, sondern ebenso von der Auswahl des Drahtquerschnitts und der –dimension. In der Literatur herrscht Einigkeit darüber, dass rechteckige Bögen mehr Friktion als Rundbögen erzeugen^{5, 115, 120, 153, 154, 162} und die Reibung mit steigendem Drahtdurchmesser ansteigt^{29, 51, 108, 154, 162}, wobei die Kantenform des Bogens sich zusätzlich negativ auswirkt^{141, 153}. In diesem Zusammenhang soll nicht unerwähnt bleiben, dass das effektive Diagonalmaß und die Kantenverrundung orthodontischer Drähte nach DIN 13791 genormt sind. Dennoch weisen materialtechnische Untersuchungen auf zum Teil große Abweichungen im Bereich der Maßtoleranzen hin¹⁴⁵. Des Weiteren unterliegen die orthodontischen Drähte während ihres Gebrauchs einer mechanischen Abnutzung, die im Zusammenhang mit dem verwendeten Bracket-, Bogenmaterial und der Behandlungsaufgabe steht. Tanne et al.¹⁵² untersuchten die Drahtober-

fläche nach ihrem in-vitro-Frictionsversuch mit Metall- und Keramik-Brackets und konnten eine stärkere Drahtbeschädigung durch Keramikbrackets feststellen. Zu demselben Ergebnis kamen auch Articulo et al.⁸ und Keith et al.⁸². Generell lässt sich sagen, dass eine Beschädigung der Drahtoberfläche und die Zunahme der Oberflächenrauigkeit zu einer Friktionserhöhung führen^{8, 102}.

2.3.2 Ligatur

Ligaturen werden verwendet, um den orthodontischen Draht im Slot eines konventionellen Brackets zu fixieren. Selbstligierende Brackets hingegen besitzen einen eigenen Schließmechanismus in Form von Riegeln oder Clips, wodurch der Bogen sicher im Slot gehalten wird. Die Tabelle 2 fasst die verschiedenen in der Literatur beschriebenen Ligationsmöglichkeiten zusammen.

Tabelle 2: Möglichkeiten der Ligation

Konventionelle Brackets	Selbstligierende Brackets
Elastische konventionelle Gummiligaturen	Aktiver Schließmechanismus
beschichtete elastomere konventionelle Gummiligaturen	Passiver Schließmechanismus
Nicht konventionelle elastomere Ligaturen	
Stahlligaturen (locker / fest)	
Beschichtete Stahlligaturen (locker / fest)	

Die Stärke der ligaturbedingten Friktion (Abbildung 10) hängt davon ab, wie viel Kraft von der Ligatur auf den Bogen selbst ausgeübt wird. Je höher der Ligaturendruck, desto höher die Friktion⁵⁸. Baccetti et al.^{10, 11} untersuchten die Friktion von konventionellen Metall- und Keramik-Brackets, verursacht durch verschiedene elastomere Ligaturen. Sie verglichen hierbei die Standard-Gummiligaturen runden Querschnitts mit neueren nicht-konventionellen passiven Ligaturen (Slide[®], Leone Orthodontic Products, Florenz, Italien), welche eine nachweislich geringere Friktion aufwiesen. Da die passiven Ligaturen den Bogen nicht aktiv in den Slot pressen, ermöglichen sie so ein freies Gleiten des Drahtes (Abbildung 15). Ihre Untersuchungen ergaben, dass der Ligaturmechanismus die Friktionskraft mehr bestimmt als das Bracketmaterial.

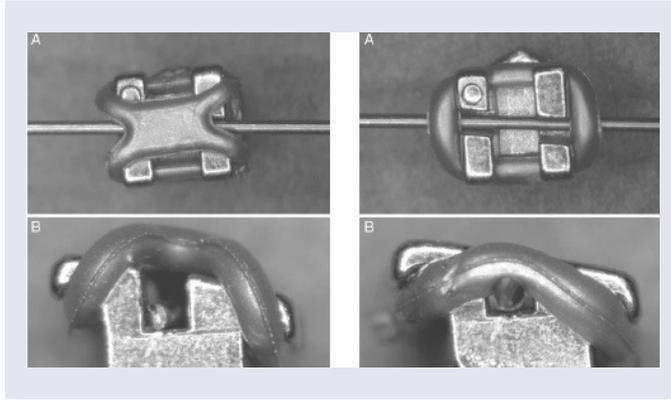


Abbildung 15:(A und B) passive (unkonventionelle) und konventionelle Gummiligatur¹⁰

Gandini et al.⁶¹ bestätigten den günstigen Einfluss der modifizierten elastomeren Ligaturen auf die Friktion und stellen sie als eine valide Alternative zu passiv selbstligierenden Brackets für „low-friction-biomechanics“ dar. Als besonders reibungsarm gelten in der Literatur mehrheitlich Stahlligaturen, solange sie durch Rückrotation um ca.

90-180° entschärft werden^{16, 67, 137, 142, 153}. Fuck et al.⁵⁹ belegten, dass ein konventionelles Straight-wire-Bracket in Kombination mit einer lockeren Stahlligatur allen anderen Brackets und Ligationsmethoden überlegen ist. Mit ursächlich hierfür ist sicherlich der niedrige Reibungskoeffizient von Edelstahl⁸⁸. Ein weiterer Ansatz zur Reibungsminimierung, der auch schon bei den orthodontischen Drähten verfolgt wird, ist die Oberflächenmodifikation der Ligaturen. Mittlerweile sind Stahlligaturen auch Teflon-beschichtet erhältlich und konventionelle elastomere Module mit speziellen Kunststoffen ummantelt oder mit Silikon imprägniert. Hain et al.⁶⁸ konnten jedoch keinen signifikanten Friktionsunterschied zwischen Brackets, ligiert mit konventionellen und beschichteten konventionellen Modulen feststellen. Die geringsten Reibungswerte wies ein passives selbstligierendes Bracketsystem auf (Damon® 2, SDS Ormco, Gelndora, CA, USA). Unterstützen konnte diese Aussage die Untersuchung von Griffiths et al.⁶⁶, die ebenfalls keinen Friktionsvorteil von beschichteten konventionellen Ligaturen feststellen konnten. Bortoly et al.¹⁸ verglichen konventionelle und verschiedene beschichtete elastomere Ligaturen mit Teflon-beschichteten und normalen Stahlligaturen, sowohl unter trockenen als auch unter simulierten oralen Bedingungen. Die letzteren beiden zeigten, in Übereinstimmung mit der Literatur^{35, 50}, die geringste Friktionskraft. Sämtliche elastomere Ligaturen wiesen nach 21 Tagen ein Streching unter simulierten oralen Bedingungen die gleichen Reibungswerte wie Stahlligaturen auf, was zu der Aussage führte, dass die orale Umgebung und die Dehnung der Module einen größeren Einfluss auf die Friktion haben als die Beschichtung. Auch Taylor et al.¹⁵³ registrierten einen signifikanten Kraftverlust elastomerer Ligaturen nach drei Wochen.

2.3.3 Bracket

2.3.3.1 Selbstligierende und konventionelle Brackets

Selbstligierende Brackets (SL-Brackets) sind, anders als konventionelle, ligaturlos, da sie einen eingebauten Schließmechanismus zur Sicherung des Bogens besitzen. Ausgehend vom Aufbau des Verschlussmechanismus und der Dimension des verwendeten Bogendrahtes werden die SL-Brackets in aktive und passive Systeme unterteilt. Bei den passiven Systemen können fast alle Drahtdimensionen frei im Slot gleiten, was friktionsreduzierend wirkt^{23, 83}. Der Terminus „passiv“ ist jedoch missverständlich gewählt, da er nur gilt, wenn die Zähne in allen drei Dimensionen (Torque, Angulation, In-Out) ideal nivelliert sind, sodass der unterdimensionierte Bogen die Wände des Bracket-Slots nicht berührt¹³¹. Weitestgehend übereinstimmend ist in der Literatur die Aussage, dass passiv selbstligierende Brackets weniger Friktion erzeugen als aktive^{148, 155, 157}. Bei den aktiven Systemen drückt der meist federnde Clip-Verschluss den Draht ab einer bestimmten Bogendimension aktiv in den Slot hinein, was zu einem Anstieg der Friktionskräfte führen kann. Dafür zeigen aktive SL-Brackets eine bessere Rotations- und Torquekontrolle^{33, 59, 163}.

Obwohl das erste selbstligierende Bracket bereits 1935 von Stolzenberg⁷⁰ in Form des „Russell-Lock“ vorgestellt wurde, nimmt die Entwicklung diverser SL-Bracketsysteme erst seit den 70er Jahren zu (Tabelle 3). Mittlerweile existiert eine Vielzahl unterschiedlicher SL-Brackets auf dem Markt, die heutzutage immer noch kontrovers diskutiert werden⁵³. So werden ihnen laut Hersteller und Literatur hauptsächlich folgende Vorteile gegenüber konventionellen Brackets nachgesagt: reduzierte Stuhlzeit^{70, 146, 160}, höherer Patientencomfort¹⁷, bessere Hygienefähigkeit^{56, 146} und verbesserte Friktionseigenschaften gegenüber konventionellen Bracketsystemen^{29, 66, 103, 120, 154} mit erhöhter Behandlungseffizienz^{49, 71}. In diesem Zusammenhang wird ebenfalls beschrieben, dass mit SL-Brackets geringere Kräfte zur Zahnbewegung notwendig seien¹⁴⁸. Zahlreiche Studien haben sich bisher mit der Beurteilung des Friktionsverhaltens von selbstligierenden Brackets, meist im Vergleich mit konventionellen Systemen, befasst und konnten die Behauptung, sie seien friktionsärmer und effizienter nicht teilen^{16, 20, 33, 55, 59, 126}. Da es bisher jedoch noch keinen standardisierten Versuchsaufbau zur Friktionsmessung gibt, unterscheiden sich die Ergebnisse der einzelnen Untersuchungen erheblich. So bleiben die individuelle Versuchsanordnung (zum Beispiel reine Friktionsmessung, Angulations-, Torqueeinfluss, trockene / feuchte Bedingung), sowie die Bracket-, Draht- und Ligaturauswahl bei der Interpretation stets zu berücksichtigen²².

Tabelle 3: verschiedene selbstligierende Bracketsysteme nach Entwicklungsjahr geordnet^{70, 100}

Jahr	Bracket	Entwickler / Unternehmen
1935	Russell-Lock	Stolzenberg
1972	Ormco Edgelok	A.J.Widman / Ormco
1973	Mobil-Lock	F.Sander / Forestadent
1980	Orec / Speed	G.H. Hanson / Strite Industries
1986	Activa	E. Plechtner / „A“-Company
1994	Time	W. Heiser / Adenta
1996	Damon SL	D. Damon / „A“-Company
1997	In-Ovation	Voudouris / GAC
1998	Twin-Lock	A.J. Widman / Ormco
2000	Damon 2	Ormco / „A“-Company
2001	Oyster	Gestenco
2002	In-Ovation R	Voudouris / GAC
2002	Evolution LT	Adenta
2004	Opal	N.Abels / Ultradent
2004	Damon 3	SDS Ormco
2004	SmartClip	3M Unitek
2005	Damon MX	SDS Ormco
2005	Quick	Forestadent
2005	Flair	Adenta
2007	In-Ovation C	GAC
2007	Clarity SL	3M Unitek
2008	Discovery SL	Dentaurum

Krishnan et al.⁸⁴ verglichen das Friktionsverhalten des passiven Damon SL II -(Sybron Dental Specialities Ormco, Orange, Calif) und SmartClip-Brackets (3M Unitek, Monrovia, Calif), des aktiven In-Ovation- (GAC International, Islandia, NY) und Time –Brackets (American Orthodontics, Sheboygan, Wis.) mit einem konventionellen Metall-Bracket (Gemini series, 3M Unitek), mit elastomeren Ligaturen, unter Verwendung von 0,019“ x 0.025“ TMA-, NiTi- und SS-Drähten. Grundsätzlich stellten sie fest, dass SL-Brackets bessere Reibungswerte aufwiesen als das konventionelle Bracket. Den Einfluss des Bogenmaterials gaben sie wie folgt an: SS < NiTi < TMA. Im Widerspruch zu anderen Studien, in denen die passiven Systeme den aktiven überlegen sind^{155, 157}, konnten sie, bei Verwendung von SS-Draht jedoch keinen Unterschied für die Friktion ermitteln. Basierend auf ihren Ergebnissen empfahlen sie, bei Gebrauch von TMA oder NiTi und bogengeführten Mechaniken eher ein passives Bracket zu bevorzugen.

Aufgrund der These, dass selbstligierende Brackets friktionsärmer seien, sollte man annehmen, mit ihnen seien zum Beispiel Behandlungsaufgaben wie der Lückenschluss nach Zahnextraktion zügiger zu bewerkstelligen. Burrow²⁴ überprüfte dies in seiner in-vivo-Studie im Split-mouth Design. Er ermittelte die durchschnittliche Eckzahnretraktionsrate von SL-Brackets (Damon 3, Ormco und SmartClip, 3M- Unitek) im Vergleich zu konventionellen Bra-

ckets (Victory Series, 3M- Unitek) innerhalb von 28 Tagen unter Verwendung von leicht unterdimensionierten runden Stahlbögen und NiTi-Zugfedern. Die Brackets besaßen eine 0,022“-Slothöhe. Er kam zu dem Ergebnis, dass die konventionellen Brackets beiden anderen Systemen überlegen waren. Als eine mögliche Erklärung gab er an, dass es bei den schmalen SL-Brackets schneller zur drehmomentinduzierten Friktion („Binding“) kommt, was einen stärkeren Einfluss auf den Gleitwiderstand ausübt, als die reine statische oder kinetische Friktion^{156, 157}. Mezomo et al.¹⁰⁶ verglichen ebenfalls die Eckzahnretraktionsrate von selbstligierenden (SmartClip, 3M- Unitek) und konventionellen Brackets (Gemini, 3M- Unitek) und wählten ein ähnliches Studiendesign. Der Lückenschluss wurde mit elastomeren Ketten und runden SS-Drähten (0,018“) bewerkstelligt. Sowohl für die Retraktionsrate als auch für den Verankerungsverlust im Molarenbereich konnten sie keinen Unterschied zwischen beiden Bracketgruppen feststellen

Ehsani et al.⁵¹ stellten zusammenfassend dar, dass selbstligierende im Vergleich zu konventionellen Brackets durchaus einen Friktionsvorteil haben, jedoch nur in Kombination mit stark unterdimensionierten runden Bögen in einem gut nivellierten Zahnbogen und ohne Einfluss von Tip (Angulation) und Torque. Henao et al.⁷³ untersuchten das Friktionsverhalten verschiedener Bracket-Bogen-Kombinationen sowie die Zahnbewegung am Malokklusions-Typodonten. Sie fanden heraus, dass die passiven SL-Brackets in der frühen Behandlungsphase (Nivellierungsphase) eindeutig allen anderen Systemen überlegen waren. Dies führte einerseits zu einer effektiveren Zahnbewegung, andererseits war die Bewegungs- und Rotationskontrolle im Vergleich zu aktiven Bracketssystemen schlechter. Fansa et al.⁵³ konnten jedoch keinen Unterschied in der Nivellierungseffektivität selbstligierender und konventioneller Brackets feststellen. Des Weiteren gibt es in der Literatur bisher keinen hinreichenden Beweis für die Behauptung, dass selbstligierende Brackets, auch in Kombination mit höher dimensionierten Rechteckbögen, unter gleichzeitigem Angulationseinfluss, einen geringeren Friktionswiderstand erzeugen⁵¹. Untersuchungen von Brauchli et al.²², Bednar et al.¹⁶ sowie Pliska et al.¹²¹ bestätigten dies. Sobald die Friktionsmessung unter Bracketangulation erfolgte, konnten sie keinen signifikanten Unterschied mehr zwischen aktiven und passiven SL-Brackets sowie konventionellen Brackets ermitteln.

2.3.3.2 Bracketmaterial

Heutzutage sind Brackets aus Stahl, Keramik, Kunststoff oder Titan erhältlich, wobei besonders die zahnfarbenen Materialien aufgrund des steigenden ästhetischen Anspruchs von zunehmendem Interesse sind. Dass der Friktionskoeffizient des Bracketmaterials einen ebenso entscheidenden Einfluss auf die Friktion hat wie bei orthodontischen Drähten, konnte in diversen Studien belegt werden. In der Literatur herrscht weitgehend Einigkeit darüber, dass Stahlbrackets im Vergleich zu mono- und polykristallinen Keramikbrackets die geringsten Friktionswerte aufweisen^{5, 16, 82, 113, 138}. Eine Untersuchung von Vaughan et al.¹⁶² ergab, dass die Friktion für gesinterte Stahlbrackets nochmals bis zu 40% niedriger lag als für ungesinterte. Unter den Keramikbrackets ermittelten Schumacher et al.¹³⁸, ebenso wie Cha et al.³² die höchsten Reibungswerte für monokristalline Brackets, obwohl ihre Oberfläche unter dem Elektronenmikroskop betrachtet sehr viel glatter erscheint. Sie sind, anders als die polykristallinen Brackets, keinem Sinterverfahren unterworfen und weisen eine extrem gute Transparenz auf. Sie erfüllen hohe ästhetische Ansprüche und werden daher gerne im Frontzahnbereich angewendet. Falls im Seitenzahnbereich gleichzeitig Metallbrackets zum Einsatz kommen, kann der Friktionsunterschied zu einer schnelleren Bewegung der posterioren Zähne und somit zu einem unvorhersagbaren Verankerungsverlust führen^{16, 113, 116}. Um die relativ hohe Friktion von Keramikbrackets zu reduzieren, erkannten Nishio et al.¹¹³ sowie Kapur Wadhwa et al.⁸¹, dass dies nur durch ein Abrunden der Slotbasis und Slotkanten sowie eine Beschichtung des Slots mittels Stahleinlage erreicht werden kann. Cha et al.³² verglichen das Friktionsverhalten von drei unterschiedlichen polykristallinen und einem monokristallinen Keramikbracket mit einem konventionellen Metallbracket. Die drei polykristallinen Aluminiumoxid-Brackets unterschieden sich hinsichtlich ihrer Slotbeschaffenheit; eines besaß eine Stahlsloteinlage, eines war siliziumbeschichtet und eines rein keramisch. Die Brackets vom 0,022" Slotsystem wurden jeweils mit 0,019" x 0,025" β -Titan- und Edelstahl (SS)-Drähten getestet. Die monokristallinen Keramikbrackets wiesen auch hier die höchsten Friktionswerte auf. Dass siliziumbeschichtete polykristalline Bracket war bei 0° Bracketangulation vergleichbar mit den Metallbrackets und zeigte von allen Keramikbrackets die günstigsten Friktionseigenschaften. Unter einem Angulationseinfluss von 5° bis 15° waren die Metallbrackets allen anderen überlegen. Dass Keramikbrackets mit einem Metall-Slot in ihrer Funktion vergleichbar mit Stahlbrackets (beide konventionell ligiert) sind, konnten Kusy und Whitley⁹⁴ in ihrer Studie von 2001 zeigen. Weiterhin bemerkten sie, dass ein 18-kt Goldinsert sogar einem Stahlbracket überlegen sei. Rajakulendran und Jones¹²⁴ bestätigten zwar das bessere

Friktionsverhalten polykristalliner Keramikbrackets mit SS- oder Gold-Slotinsert im Vergleich zu konventionellen Keramikbrackets, jedoch konnten sie keinen Unterschied zwischen SS- oder Goldinserts feststellen. Doshi et al.⁴⁰ fanden, dass Keramikbrackets mit Gold-Palladium-Sloteinlage in Kombination mit gefärbten (beschichteten) TMA-Bögen eine gute Alternative zu Edelstahl bei Gleitmechaniken seien. Im Zusammenhang mit zahnfarbenen Bracketmaterialien sollen die Kunststoffe nicht unerwähnt bleiben. Um ihre Stabilität zu erhöhen, wurden im Laufe der Entwicklung diverse Füllstoffe eingesetzt und an ihrem Design gearbeitet. Je nach Versuchsaufbau und verwendetem Kunststoffbracket schwanken die Ergebnisse jedoch bezüglich ihres Friktionsverhaltens. In einer Untersuchung von Tselepis et al.¹⁵⁹ zeigten Polycarbonat-Brackets im Vergleich zu poly- und monokristallinen Keramik-Brackets sowie SS-Brackets die höchsten Friktionswerte, während Bazakidou et al.¹⁵ für Kompositbrackets geringere Reibungswerte ermittelte. Cacciafesta et al.²⁹ verglichen das selbstligierende Polycarbonat-Bracket Oyster (Gestenco International, Göthenburg, Sweden) mit einem konventionellen und einem passiv selbstligierenden Metall-Bracket. Letzteres wies die geringste Friktion auf, wohingegen zwischen Kunststoff- und konventionellem Metall-Bracket kein Unterschied festzustellen war. Ein weiteres dem Behandler zur Verfügung stehendes Bracketmaterial ist Titan. Die Überlegung, Brackets aus biokompatiblen Titan herzustellen, rührt daher, mögliche Korrosionsursachen bzw. allergologische Sensibilisierungsreaktionen zu verhindern². Über die Friktionseigenschaften von konventionellen Titan-Brackets wird in der Literatur bisher nicht viel berichtet. Kapur et al.⁸⁰ verglichen in ihrer Studie Edelstahl- und Titan-Brackets und ermittelten für Titan-Brackets bei höherer Bogendimension sogar bessere Friktionswerte. Auch Bourauel et al.²¹ wiesen auf günstige Friktionseigenschaften von Titan-Brackets und -bukkalröhrchen bei gleichzeitig erhöhter Biokompatibilität hin.

2.3.3.3 Bracketbreite

Im Gegensatz zu einigen wenigen Autoren^{58, 79} besteht im Allgemeinen die Auffassung, dass ein breiteres Bracket im Gegensatz zu einem schmaleren weniger Friktion verursacht^{45, 116, 158, 164}. Als Grund hierfür gilt, dass es bei einer geringeren Bracketbreite schneller zu einer Angulation zwischen Bracket und Bogen kommt und damit zum Auftreten des „Binding-Effektes“^{24, 45, 92}. Wird von der Bracketbreite gesprochen, so ist hiermit die Slotlänge gemeint, denn wie Schlegl¹³⁴ anmerkt, kann diese von der Gesamtbreite des Brackets abweichen. Weiterhin sollte der Interbracketabstand und die Elastizität des Bogens berücksichtigt werden.

2.3.3.4 Slotdimension

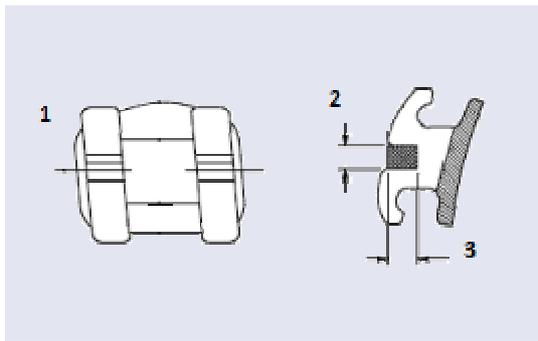


Abbildung 16: Slotparameter: 1. mesiodistale Längsachse des Slots; 2. Slothöhe; 3. Slottiefe³⁹

Straightwire-Brackets und Molarenröhrchen werden sowohl in einer 0,018“- und einer 0,022“-Slotdimension angeboten (Abbildung 16: Slotparameter). Um unerwünschte Kippungen bei der bogengeführten Zahnbewegung zu vermeiden, empfiehlt es sich einen 0,016“ x 0,22“ respektive eine 0,019“ x 0,025“ Stahldraht als Führungsbogen zu verwenden^{48, 108, 140}. Ob es einen Unterschied

im Friktionsverhalten beim Vergleich beider Slotgrößen mit jeweilig entsprechender Bogenkombination gibt, wird in der Literatur kaum erörtert. Nach Vaughan et al.¹⁶² und Kusy et al.⁹³ besteht keine signifikante Differenz. Cash et al.³¹ überprüften die Genauigkeit der Slotgrößen bei elf unterschiedlichen Bracketssystemen und kamen zu dem Resultat, dass sämtliche Slots größer als vom Hersteller angegeben waren. Zusätzlich lagen innerhalb der Brackettypen große Schwankungen vor. Sie gaben zu bedenken, dass ein überdimensionierter Slot ggf. zu einem Verlust der Zahnbewegungskontrolle führen kann.

2.3.3.5 Gebrauch und Recycling

Während der orthodontische Draht durch den Bracketslot gleitet, kommt es an beiden Oberflächen zu Abnutzungserscheinungen, was einen Einfluss auf die Friktion ausübt. Kapur et al.⁸⁰ stellten fest, dass sich die durchschnittliche Friktionskraft bei wiederholtem Bracketgebrauch erhöht. Pandis et al.¹¹⁷ wiesen zusätzlich auf eine mögliche Alterung des Schließmechanismus bei aktiv selbstligierenden Brackets durch Abnutzung und das Mundhöhlenmilieu hin.

In vielen Praxen gehört die erneute Verwendung rekonditionierter Brackets aus wirtschaftlichen Gründen zum Alltag. Inwiefern sich das Recycling-Verfahren auf die Slotdimension und das Friktionsverhalten auswirkt, wurde von Jones et al.⁷⁷ untersucht. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass der Rekonditionierungsprozess keinen klinisch signifikanten Effekt zur Folge hat.

2.3.4 Intraorale Variablen

In der Literatur handelt es sich bei den Friktionsstudien mehrheitlich um in-vitro-Untersuchungen, die größtenteils unter trockenen Bedingungen durchgeführt wurden. Intraorale Variablen, wie zum Beispiel Speichel, Plaqueakkumulation, der Zustand des parodon-

talen Halteapparates, die Kautätigkeit und die physiologische Zahnbeweglichkeit gelten jedoch als zusätzliche friktionsbeeinflussende Faktoren.

Der Einfluss von Speichel wird in der Literatur eher kontrovers diskutiert. In einigen Arbeiten hat die Anwesenheit von Speichel nur einen unwesentlichen Einfluss auf die Reibungswerte^{4, 45, 73, 158}, in anderen fungiert er als Gleitmittel und reduziert die gemessene Kraft^{13, 159} und wiederum andere berichten von einer Friktionserhöhung^{42, 93, 123, 149}. Die Zusammensetzung und die Viskosität der flüssigen Versuchsmedien unterscheiden sich jedoch zum Teil stark, wodurch die Ergebnisse entsprechend beeinflusst werden können^{57, 95}. Marques et al.¹⁰² untersuchten 0,019“ x 0,025“- SS-Drähte zu Beginn und nach achtwöchigem Gebrauch in der Mundhöhle hinsichtlich ihrer Oberflächenbeschaffenheit und des Friktionsverhaltens. Sie konstatierten, dass eine signifikante Erhöhung von Debris und Oberflächenrauhigkeit zu einer Friktionszunahme führten.

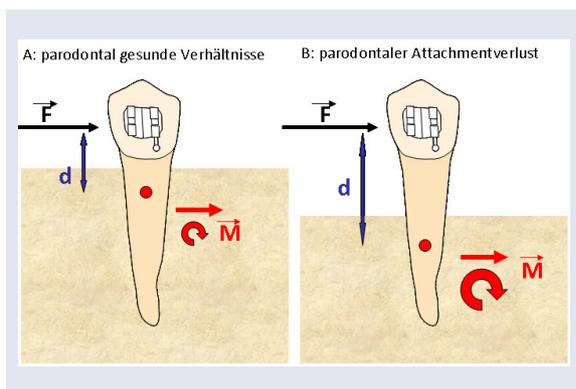


Abbildung 17: reaktives Drehmoment bei unterschiedlich parodontalen Verhältnissen

Der Zustand des parodontalen Halteapparates und die physiologische Zahnbeweglichkeit haben einen nicht unwesentlichen Einfluss auf die Friktion. Die Initiierung der Zahnbewegung erfolgt im alveolären Knochen, wenn die applizierte Kraft den Widerstand der parodontalen Strukturen und den Friktionswiderstand im Bracket übersteigt¹¹². Das Moment [M], welches zur mesio-distalen und oro-vestibulären

Kippbewegung des Zahnes führt, definiert sich aus der applizierten Kraft zur Lage des Widerstandszentrums (W_z): $\vec{M} = \vec{F} \times \vec{d}$. Ist das parodontale Attachmentniveau reduziert und somit die Lage des Widerstandszentrums weiter apikal und damit d vergrößert, so resultiert bei gleichbleibender Kraft ein höheres Drehmoment und damit eine stärkerer Kippbewegung des Zahnes (Abbildung 17). Die kippmomentinduzierte Friktion steigt¹⁶⁴. Um das Kippen und die Rotation der Zahnkrone bei der bogengeführten Zahnbewegung zu minimieren, empfehlen daher Drescher et al. die Verwendung von Aufrichtefedern („Powerhooks“)⁴⁶. Brinkmann und Miethke⁷⁸ beschäftigten sich mit dem Einfluss der physiologischen Zahnbeweglichkeit auf die Friktion. Hierzu verglichen sie die Reibungskräfte an beklebten Oberkiefer-Frontzähnen in vivo und in vitro und stellten zwischen okklusal unbelasteten Zähnen zunächst keinen Unterschied fest. Sie wiesen allerdings nach, dass durch eine willkürliche

okklusale Belastung der Zähne die Friktionskräfte signifikant reduziert werden konnten. Da im Rahmen einer kieferorthopädischen Multibandbehandlung von einer erhöhten Zahnbeweglichkeit ausgegangen werden kann und zusätzliche Kräfte auf die Bögen durch die Kautätigkeit wirken, schlussfolgerten sie nochmals geringere Reibungswerte als die von ihnen gemessenen.

2.3.4 Angulation und Torque

Wie bereits im Kapitel „Biomechanik der bogengeführten Zahnbewegung“ erläutert, kommt es aufgrund des exzentrischen Kraftangriffs zwangsläufig zu einer Angulation zwischen Bracket und Bogen (Abbildung 9). In Übereinstimmung mit der Literatur konnten auch Drescher et al.⁴⁸ bei der Gegenüberstellung von Angulationsdrehmoment und Friktion eine lineare Abhängigkeit feststellen. Aus der Sicht von Frank und Nikolai⁵⁸ nimmt der angulatorische Konflikt zwischen Bracketslot und Draht sogar den höchsten Stellenwert bei der Friktion ein. Weiterhin ist bei einem bukkalen Kraftangriff am Bracket eine oro-vestibuläre Kippbewegung des Zahnes unvermeidbar, da der Führungsbogen den Bracket-Slot nicht vollständig ausfüllt und es so zu einem „Torquekonflikt“ kommen kann (Abbildung 11 und Abbildung 12).

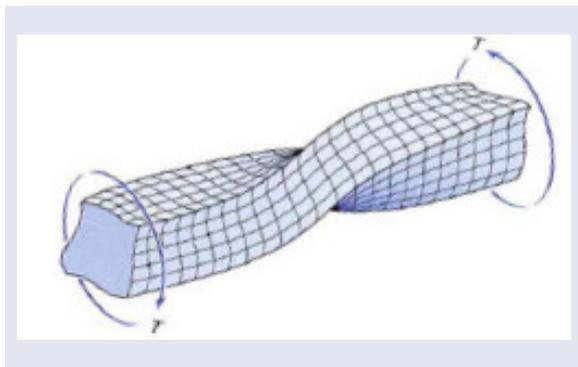


Abbildung 18: Verwölbung des Querschnittes bei Torsion eines Drahtes mit rechteckigem Querschnitt⁹⁷

Welchen genauen Einfluss dieser Aspekt auf das Friktionsverhalten hat, blieb bisher in den meisten Studien unberücksichtigt. Die Definition von „Torque“ in der Kieferorthopädie ist vielfältig. Mit diesem Begriff wird nicht nur die Achsenstellung der Zähne in oro-vestibulärer Richtung beschrieben, sondern auch die Änderung der Bogenebene, gemessen in Grad. Rauch¹²⁵ beschrieb den Torque als ein Dreh-

moment, erzeugt durch die Verdrillung (Torsion) eines rechteckigen Drahtes im Bracketslot. Brackets und Molarenröhrchen sind mit einem rechteckigen Slot versehen, der mit einem der idealen Zahnneigung entsprechenden Torquewinkel ausgestattet ist. Durch Einlagern eines Vierkantbogens in den eckigen Slot des Attachments kommt es zur Torqueübertragung¹⁴⁵. Physikalisch gesehen, ist die Verdrehung des Bogens, auch als Biegung dritter Ordnung bezeichnet, das Ergebnis einer Einwirkung eines Drehmoments um die Längsachse des

Drahtes¹⁴⁵, wodurch es zu Verwölbungen der Querschnittsflächen kommt⁹⁷ (Abbildung 18). Aufgrund dessen und der materialspezifischen Eigenschaften orthodontischer Drähte ist der Zusammenhang zwischen Torsionsmoment und Torsionswinkel sowie den daraus resultierenden Schubspannungen sehr komplex. Partowi et al.¹¹⁸ führten eine experimentelle Analyse zur Torquecharakteristik von orthodontischen NiTi- und SS- Drähten verschiedener Querschnittsabmessungen durch. Sie belasteten Stahldrähte mit einem Torsionswinkel bis zu 30° und NiTi-Drähte bis zu 80°, um sicher in das pseudoelastische Plateau zu gelangen. Obwohl die von den Stahldrähten erzeugten Drehmomente in jedem Fall im effektiven Bereich lagen, konnten sie je nach Drahtquerschnitt bereits bei 20° Torsionswinkel eine plastische Deformation nachweisen. Außerdem kamen sie zu dem Schluss, dass mit NiTi-Drähten, selbst großen slotfüllenden Querschnitts, keine exzessiven Drehmomente zu erwarten seien. In der Kieferorthopädie wird definitionsgemäß weiterhin zwischen aktivem und passivem Torque unterschieden. Nur bei ersterem besteht ein Konflikt zwischen Bogen und Bracketslot, so dass ein Drehmoment auf den Zahn übertragen wird und eine Änderung der Achsenstellung resultiert¹³⁵. Für einen adäquaten Frontzahntorque sollte das Drehmoment beispielsweise zwischen 1,0 und 2,0 Ncm betragen^{54, 128}. Der sogenannte „effektive Torque“, also der tatsächlich wirksame, ist abhängig von den Toleranzen des Slots, der Drahtbreite und –höhe sowie von

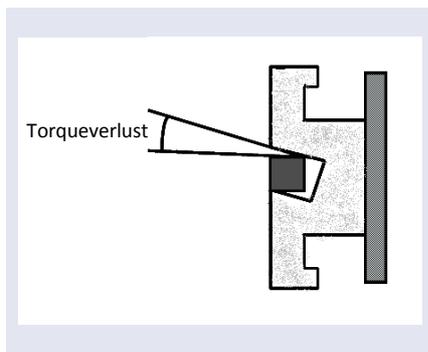


Abbildung 19: Torqueverlust als Folge von Spiel zwischen Bracketslot und Draht

der Kantenverrundung des Drahtes und errechnet sich aus eingebogenem Torque minus Torqueverlust¹³⁵. Der Torqueverlust entsteht durch das Spiel zwischen Bracketslot und Bogen¹³⁵ (Abbildung 19). Daher sind zur maximalen Torqueübertragung slotfüllende Bögen notwendig¹⁰⁰. Diverse Studien haben sich bereits mit dieser Thematik befasst^{6, 7, 12, 109}. Archambault et al.⁶ untersuchten die Torque-Expression von konventionellen und selbstligierenden Brackets und fanden heraus, dass das Torquespiel sehr variabel und vor allen Dingen größer ist als die publizierten theoretischen Werte. Übereinstimmend mit anderen Autoren^{12, 109} waren auch hier die aktiv selbstligierenden Brackets effektiver in der Torque-Expression als die passiven. Dass der Torque ggf. einen Einfluss auf die Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung nimmt, wurde bisher in nur wenigen Untersuchungen als Parameter im Messaufbau berücksichtigt^{34, 69, 108, 147, 165}. Moore et al.¹⁰⁸ ermittelten die Friktionswerte für Brackets in der 0,022“er Slotdimension in Kombination mit

0,019“ x 0,025“- und 0,021“ x 0,025“- Stahldrähten isoliert für den Einfluss Angulation (0° - 3°) oder Torque (0° - 6°). In Übereinstimmung mit Hamdan et al.⁶⁹ kamen sie zu dem Ergebnis, dass die Angulation einen stärkeren Effekt auf die Friktion hat als der Einfluss von Torque und eine höhere Bogendimension zu mehr Reibung führt. Chung et al.³⁴ beschäftigten sich hingegen ausschließlich mit dem Effekt von Torque auf die Friktion und führten hierzu ihre Messungen an einem simulierten oberen rechten Quadranten mit fünf, entweder aktiv oder passiv, selbstligierenden Prämolarenbrackets in Folge durch. Die Reibungswerte wurden jeweils für Torquewinkel zwischen -15° und $+15^{\circ}$ in Fünferschritten ermittelt. Sie konnten keine signifikante Steigerung der Friktionskraft bis 5° feststellen. Sobald jedoch der Torquewinkel größer und somit das Torquespiel im Bracket-Slot überschritten wurde, stieg die Friktionskraft signifikant an. Die passiv selbstligierenden Brackets wiesen im niedrigeren Torquewinkelbereich einen Friktionsvorteil auf. Yeh et al.¹⁶⁵ beurteilten den Friktionswiderstand mit einem 0,019“ x 0,025“ NiTi-Bogen, wenn das Bracket eine Inklination dritter Ordnung um 3° erfuhr. Im Vergleich zu 0° Torque konnten sie eine signifikant höhere Friktion feststellen. Einzig Meling et al.¹⁰⁴ beschäftigten sich mit dem grundlegenden Effekt von verschiedenen Kräftepaaren zweiter Ordnung auf unterschiedliche Torquemomente. Dazu bedienten sie sich eines Modells mit drei Brackets, wobei das zentrale Bracket so gegen den Bogen verwinkelt werden konnte, dass sowohl die Applikation von Torquemomenten als auch von Kippmomenten möglich war. Sie verwendeten 0,016“ x 0,022“ Stahldrähte in einem 0,018“-Slotsystem und kamen zu dem Ergebnis, dass eine Bracketangulation zu einer Torquemomenterhöhung für Torquewinkel unter 22° führt. So erzielt eine Bogenverdrillung um 20° bei gleichzeitig 0° Angulation ein Torquemoment von 4,4 Nmm. Sobald das Bracket jedoch um 5° anguliert wurde, konnten sie bei gleichem Torquewinkel bereits ein Torquemoment von 10,6 Nmm messen. Da bei der bogengeführten Zahnbewegung durch die mesio-distale und oro-vestibuläre Kippbewegung sowohl Angulations- als auch Torquemomente simultan auftreten, stellt sich die Frage, welchen Einfluss beide Momente auf die Friktion haben. Es gibt derzeit keine Studie, in welcher dieser Zusammenhang ausführlich erläutert wird.

2.4 Zielsetzung der Arbeit

Mittlerweile existiert eine große Anzahl von Arbeiten, die sich mit dem Problem des Verlustes der applizierten Kräfte durch Reibung beschäftigen. Hierbei fanden diverse friktionsbeeinflussende Faktoren Berücksichtigung, worauf in den vorangegangenen Kapiteln bereits näher eingegangen wurde. Ebenso wurde dargelegt, dass sowohl Angulations- als auch Torquemomente isoliert betrachtet eine friktionssteigernde Wirkung haben. Doch ob sich beide Momente in ihrer Wirkung additiv oder nur interaktiv verhalten und daraus ein entsprechend höherer Friktionswiderstand folgt und welchen genauen Effekt beide Momente zusammen auf die Friktion haben, konnte bisher nicht geklärt werden. Da der Bogen bei einer mesial oder distal gerichteten Kraft sowohl durch die Brackets als auch die Molarentubes in den Bukkalsegmenten gleiten muss, wurden neben verschiedenen selbstligierenden und konventionellen Brackets auch diverse Molarenröhrchen in die Studie miteinbezogen. Bisher gibt es keine Untersuchung, in der die Friktionseigenschaften von Tubesystemen überprüft wurden. Die meisten Brackets und Tubes werden in jeweils zwei unterschiedlichen Slotdimensionen angeboten. In der Literatur gibt es keine Studie, die einen direkten Vergleich der Friktionseigenschaften innerhalb eines Brackettyps hervorhebt. Gerade die Vielzahl der auf dem Markt befindlichen Bracketssysteme und die immer wieder neu hinzukommenden, machen eine neue Überprüfung und Bewertung zusätzlich erforderlich.

Zusammengefasst sollen folgende Fragestellungen in dieser Arbeit untersucht werden:

1. Wie hoch sind die mittleren Friktionswerte der einzelnen Attachments unter Angulation, Torque und gemeinsam einwirkender Momente von Angulation und Torque?
2. Wie wirken sich Angulations- und Torquemomente, wenn sie gleichzeitig anliegen, auf die Friktion aus?

2a) Auswertung der globalen Bereiche

2b) Auswertung der lokalen Bereiche

3. Hat der Attachmenttyp einen zusätzlichen Einfluss auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque in Bezug auf die Friktion?

3a) Wie wirken sich Angulation und Torque, wenn sie gleichzeitig anliegen, auf die Friktion bei Tubes aus?

3b) Wie wirken sich Angulation und Torque, wenn sie gleichzeitig anliegen, auf die Friktion bei konventionellen Brackets aus?

3c) Wie wirken sich Angulation und Torque, wenn sie gleichzeitig anliegen, auf die Friktion bei aktiv selbstligierenden Brackets aus?

3d) Wie wirken sich Angulation und Torque, wenn sie gleichzeitig anliegen, auf die Friktion bei passiv selbstligierenden Brackets aus?

4. Haben die Slotdimension, die Attachmentart, das Material oder der Ligationsmechanismus einen zusätzlichen Einfluss auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque in Bezug auf die Friktion?

4a) Hat die Slotdimension einen zusätzlichen Einfluss auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque in Bezug auf die Friktion?

4b) Gibt es einen Unterschied zwischen konventionellen Metallbrackets und Metalltubes in Bezug auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque und deren Einfluss auf die Friktion?

4c) Gibt es einen Unterschied zwischen konventionellen Metallbrackets und konventionellen Keramikbrackets in Bezug auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque und deren Einfluss auf die Friktion?

4d) Gibt es einen Unterschied zwischen aktiv selbstligierenden und passiv selbstligierenden Brackets in Bezug auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque und deren Einfluss auf die Friktion?

5. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung des Prüfdrahtes

3. Methode

In der vorliegenden in-vitro-Studie wurde der Einfluss von Torque- und Angulationsmomenten auf die Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung untersucht. Verwendet wurden dazu Edelstahlstangendrähte in Kombination mit unterschiedlichen Brackets und Tubes.

3.1 Stichprobe: Verwendete Attachment-Typen

Für die Studie wurden 31 Brackets und neun Tubes untersucht. Dabei handelte es sich jeweils um das obere rechte Eckzahnbracket und das obere rechte erste Molarenröhrchen. Die Attachments unterschieden sich hinsichtlich ihrer Slothöhe und Materialzusammensetzung. Geprüft wurde jeweils die 0,018“ und die 0,022“ Slotdimension eines Attachmenttyps, wobei drei Brackets und ein Tube ausschließlich in der 0,022“ Slotdimension erhältlich waren. Dazu zählte das Damon Q -Bracket, das Discovery sl-Bracket, das Time-Bracket und das Damon SL Buccal Tube. Weiterhin unterschieden sich die Brackets im Ligationsmechanismus. Bezeichnet wird damit die Mechanik, über die der Bogen im Bracket gehalten wird. 17 Brackets waren selbstligierend, wovon sechs einen passiven und elf einen aktiven Verschlussmechanismus besaßen. 14 Brackets gehörten zur Gruppe der konventionell zu ligierenden. Innerhalb der neun untersuchten Molarenröhrchen verfügte allein das Damon SL Buccal Tube über einen verschiebbaren Riegel, mit dem der Drahtbogen passiv gehalten wird. Somit ist es möglich, den kieferorthopädischen Draht wie bei einem Bracket ein- und auszuligieren ohne dass er, wie bei den anderen acht Tubes durch das Röhrchen geführt werden muss. Sämtliche Molarentubes bestanden aus Metall, davon zwei aus Titan, wohingegen es bei den Brackets hinsichtlich der Materialzusammensetzung weitere Unterschiede gab. Zehn Brackets bestanden aus Keramik, 21 aus Metall. Eine Übersicht der Stichproben ist der Tabelle 4 zu entnehmen.

Tabelle 4: Übersicht über die 40 untersuchten Bracket- und Tube-Typen mit Informationen zu Hersteller, Ligationmechanismus, Material und Slotdimension.

Hersteller	Attachment-System	Attachment	Ligation	Material	Slot-Höhe
3m Unitek	Clarity SL	Bracket	Selbstligierend	Keramik	0,018"
					0,022"
	SmartClip	Bracket	Selbstligierend	Metall	0,018"
					0,022"
	Victory series low profile	Bracket	Konventionell	Metall	0,018"
					0,022"
	Victory series Buccal Tube	Tube	Konventionell	Metall	0,018"
					0,022"
Adenta	Econoline	Bracket	Konventionell	Metall	0,018"
					0,022"
	Flair	Bracket	Selbstligierend	Metall	0,018"
					0,022"
Time	Bracket	Selbstligierend	Metall	0,022"	
Dentaurum	Discovery	Bracket	Konventionell	Metall	0,018"
					0,022"
	Discovery SL	Bracket	Selbstligierend	Metall	0,022"
	Equilibrium ti	Bracket	Konventionell	Metall (Titan)	0,018"
					0,022"
	Ortho-Cast	Tube	Konventionell	Metall	0,018"
0,022"					
Forestadent	Quick 2.0	Bracket	Selbstligierend	Metall	0,018"
					0,022"
	QuicKlear	Bracket	Selbstligierend	Keramik	0,018"
					0,022"
GAC	In-Ovation C	Bracket	Selbstligierend	Keramik	0,018"
					0,022"
	Mystique MB	Bracket	Konventionell	Keramik	0,018"
					0,022"
Ormco	Damon SL Buccal Tube	Tube	Selbstligierend	Metall	0,022"
	Damon Q	Bracket	Selbstligierend	Metall	0,022"
	Diamond	Bracket	Konventionell	Metall	0,018"
					0,022"
	Inspire ICE	Bracket	Konventionell	Keramik	0,018"
					0,022"
Titanium Buccal Tube	Tube	Konventionell	Metall (Titan)	0,018"	
				0,022"	
Speed System	SPEED	Bracket	Selbstligierend	Metall	0,018"
					0,022"
	SPEED Buccal Tube	Tube	Konventionell	Metall	0,018"
					0,022"

3.1.1 Konventionelle Brackets

Insgesamt wurden 14 konventionelle Straightwire-Brackets in die Studie einbezogen (Abbildung 20 bis Abbildung 26) Die 0,018“- und 0,022“- Slotdimensionen folgender Brackets wurden getestet: Diamond (SDS Ormco, Gelndora, CA, USA), Discovery (Dentaurum J.P., Winkelstroeter KG, Ispringen, BW, Deutschland), Econoline (Adenta GmbH, Gilching, BY, Deutschland), Victory series low profile (3M Unitek Orthodontic Products Monrovia, CA, USA), Equilibrium ti (Dentaurum J.P., Winkelstroeter KG, Ispringen, BW, Deutschland) sowie die monokristallinen Keramikbrackets Inspire ICE (SDS Ormco, Gelndora, CA, USA) und Mystique MB (GAC International Inc., Bohemia, NY, USA). Alle Brackets weisen ein Zwillingsdesign auf und sind aus einem Stück hergestellt.

Unterschiede gab es nicht nur hinsichtlich der Materialzusammensetzung, Keramik oder Metall, sondern auch bezüglich des Herstellungsverfahrens und des Designs der Bracketbasis. So wird das Discovery-Bracket der Firma Dentaurum im modernen „MIM-Verfahren“, der sogenannten metal injection molding Technologie hergestellt. Hierbei wird das Metallpulver durch den Zusatz von thermoplastischen Kunststoffen und Wachsen fließfähig gemacht und einem herkömmlichen Spritzgussverfahren zugeführt. Anschließend wird der Kunststoffanteil wieder entfernt und das Bracket dicht gesintert. Die Bracketbasis ist laserstrukturiert³⁶. Beim Equilibrium ti - Bracket handelt es sich um ein Bracket aus Reintitan. Die aus einem Stück gefrästen monokristallinen Keramikbrackets Inspire ICE und Mystique MB sind besonders transluzent. Um die bisher hohen Friktionswerte zu reduzieren, ist der Slot des Mystique MB-Brackets silikatbeschichtet und der des Inspire ICE-Brackets wärmepoliert. Eine Übersicht der verwendeten konventionellen Brackettypen sowie ihre in der Auswertung verwendeten Kurzbezeichnungen, ist der Tabelle 5 zu entnehmen.

Tabelle 5: Konventionelle Brackets

Bracket	Slotdimension	Material	Kurzbezeichnung
Diamond	0,018“ / 0,022“	Metall	DIA-18-B / DIA-22-B
Discovery	0,018“ / 0,022“	Metall	DIS-18-B / DIS-22-B
Econoline	0,018“ / 0,022“	Metall	ECO-18-B / ECO-22-B
Victory series low profile	0,018“ / 0,022“	Metall	VIC-18-B / VIC-22-B
Equilibrium ti	0,018“ / 0,022“	Metall (Titan)	EQU-18-B / EQU-22-B
Inspire Ice	0,018“ / 0,022“	Keramik	ICE-18-B / ICE-22-B
Mystique MB	0,018“ / 0,022“	Keramik	MYS-18-B / MYS-22-B

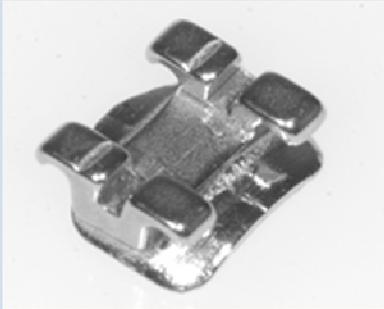


Abbildung 20: Diamond

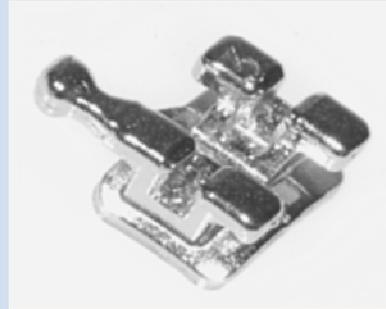


Abbildung 21: Discovery



Abbildung 22: Econoline



Abbildung 23: Victory series low profile



Abbildung 24: Equilibrium ti



Abbildung 25: Inspire ICE



Abbildung 26: Mystique MB

3.1.2 Aktiv selbstligierende Brackets

Insgesamt wurden elf aktiv selbstligierende Brackets in dieser Arbeit getestet (Abbildung 27 bis Abbildung 32). Bei den aktiven Systemen fungiert ein Clip aus Kobaltd-Chrom oder aus einer Nickel-Titan-Legierung als Federelement. Der Bogen wird aktiv im Bracket-Slot gehalten. Sogenannte vollaktive Clips weisen schon bei geringen Bogenstärken Kontakt zu den Slotbegrenzungen auf. Bei den meisten Brackets ist dies aber erst ab einer höheren Drahtdimension der Fall, so dass einige Hersteller diesen Clip dann als aktiv oder interaktiv bezeichnen. Derartige Brackets verhalten sich demnach bei Verwendung niedrig dimensionierter Bögen wie passive Systeme. Das Time-Bracket (Adenta GmbH, Gilching, BY, Deutschland) war zum Zeitpunkt der Untersuchung ausschließlich in der 0,022“ Slotdimension erhältlich. Die Brackets Flair, ebenfalls von der Firma Adenta, SPEED (Speed-System Orthodontics, Cambridge, Ontario, Kanada), Quick 2.0 und Quicklear (Forestadent Bernhard Förster GmbH, Pforzheim, BW, Deutschland) sowie das In-Ovation C-Bracket (GAC International Inc., Bohemia, NY, USA) wurden jeweils in der 0,018“ und 0,022“ Slotdimension geprüft. Bei den Brackets Quicklear und In-Ovation C handelt es sich um Keramikbrackets. Mit Ausnahme der Brackets Flair und Time, die eine Klappmechanik besitzen, sind alle Brackets mit einem Schiebemechanismus versehen. Die aktiv selbstligierenden Brackets und ihre Kurzbezeichnungen sind nochmals in der Tabelle 6 zusammengefasst.

Tabelle 6: Aktiv selbstligierende Brackets

Bracket	Slotdimension	Verschlussmechanismus	Material	Kurzbezeichnung
Time	0,022“	Klappe	Metall	TME-22-B
Flair	0,018“ / 0,022“	Klappe	Metall	FLA-18-B / FLA-22-B
Speed	0,018“ / 0,022“	Schieber	Metall	SPE-18-B / SPE-22-B
Quick 2.0	0,018“ / 0,022“	Schieber	Metall	QUI-18-B / QUI-22-B
Quicklear	0,018“ / 0,022“	Schieber	Keramik	QUK-18-B / QUK-22-B
In-Ovation C	0,018“ / 0,022“	Schieber	Keramik	IOC-18-B / IOC-22-B



Abbildung 27: Time



Abbildung 28: Flair

Das Flair-Bracket (Abbildung 28) aus dem Jahre 2005 stellt eine Weiterentwicklung des Time-Brackets, 1998 entwickelt von Wolfgang Heiser (Abbildung 27) dar, da es eine verbesserte Verschlussfeder und andere In- und Out-Werte besitzt¹. Es wird als „mini-selbstligierendes Bracket“ beworben, da es laut Herstellerangaben die niedrigste Bauhöhe besitzt. Beide Brackets sind aus einem Stück gefräst.



Abbildung 29: SPEED

Das SPEED-Bracket (Abbildung 29), entwickelt von Dr. G. Herbert Hanson, wurde bereits 1980 als erstes aktives selbstligierendes Bracket eingeführt. „SPEED“ steht als Akronym für **S**pring **L**oad-**e**d **P**recision **E**dgewise **E**nergy **D**elivery. Der Verschlussmechanismus besteht aus einer elastischen Nickel-Titan-Feder, die bei einem 0,018“ Slotsystem bereits ab einem Bogendurchmesser von 0,016“ Kraft auf den Bogen ausübt. Das Bracket besitzt einen 0,016“ x 0,016“ Hilfsslot, der es ermöglicht, dünne Zusatzbögen einzusetzen. Der mittelgroße Zwillingbracketkörper und die konturierte Bracketbasis sind miteinander verschweißt⁴⁴.

Das 2005 eingeführte Quick 2.0-Bracket (Abbildung 30) besitzt ebenfalls einen 0,016“ x 0,016“ Zusatzslot. Bei der Einstück-Konstruktion aus gesinterem Metall dient ebenso wie bei dem keramischen QuickKlear-Bracket (Abbildung 31) ein elastischer Chrom-Kobalt-Clip für den Verschluss. Beide Brackets besitzen Vierpunktauflagen an den Slotausgängen, welche für eine Reduktion des „Binding und Notching“-Effektes sorgen sollen, indem der Bogen schienenartig durch den Slot geführt wird¹⁰⁰. Zusätzlich sind die Slotkanten abgerundet.

Das 2005 eingeführte Quick 2.0-Bracket (Abbildung 30) besitzt ebenfalls einen 0,016“ x 0,016“ Zusatzslot. Bei der Einstück-Konstruktion aus gesinterem Metall dient ebenso wie bei dem keramischen QuickKlear-Bracket (Abbildung 31) ein elastischer Chrom-Kobalt-Clip für den Verschluss. Beide Brackets besitzen Vierpunktauflagen an den Slotausgängen, welche für eine Reduktion des „Binding und Notching“-Effektes sorgen sollen, indem der Bogen schienenartig durch den Slot geführt wird¹⁰⁰. Zusätzlich sind die Slotkanten abgerundet.



Abbildung 30: Quick 2.0



Abbildung 31: QuicKlear



Abbildung 32: In-Ovation C
Brackets.

Das weltweit erste selbstligierende Keramikbracket In-Ovation C (Abbildung 32) wurde 2007 eingeführt. Die Basis und der Zwillingsbracket-Körper werden in einem Stück im Keramik-Spritzverfahren gefertigt und gesintert⁶⁰. Der inzisale Clip ist Rhodium dotiert und erscheint matter als zum Beispiel der Clip des QuicKlear-

3.1.3 Passiv selbstligierende Brackets

In der vorliegenden Studie wurden sieben passiv selbstligierende Brackets geprüft (Abbildung 33 bis Abbildung 36). Untersucht wurde jeweils das 0,018“ und 0,022“ Slotsystem folgender Brackets: SmartClip und Clarity SL (3M Unitek Orthodontic Products Monrovia, CA, USA) sowie Discovery SL (Dentaurum J.P., Winkelstroeter KG, Ispringen, BW, Deutschland). Das Damon Q-Bracket (SDS Ormco, Gelndora, CA, USA) war nur in der 0,022“-Slotdimension erhältlich. Die Tabelle 7 fasst die passiv selbstligierenden Brackets und ihre Kurzbezeichnungen nochmals zusammen.

Tabelle 7: Passiv selbstligierende Brackets

Bracket	Slotdimension	Verschlussmechanismus	Material	Kurzbezeichnung
SmartClip	0,018“ / 0,022“	Ni-Ti-Clip	Metall	SMA-18-B / SMA-22-B
Clarity SL	0,018“ / 0,022“	Ni-Ti-Clip	Keramik	CLA-18-B / CLA-22-B
Discovery SL	0,018“ / 0,022“	Klappe	Metall	DSL-18-B / DSL-22-B
Damon Q	0,022“	Schieber	Metall	DAQ-22-B

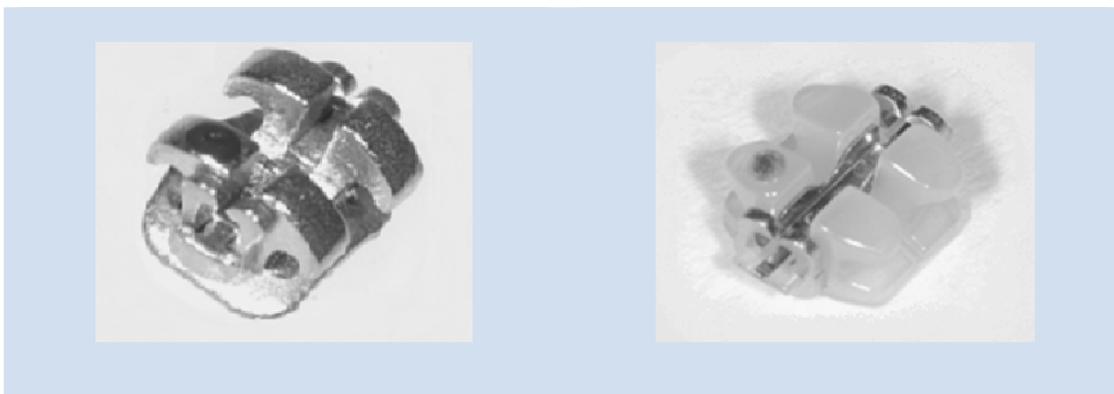


Abbildung 33: SmartClip

Abbildung 34: Clarity SL

Das metallische SmartClip-Bracket (Abbildung 33), erstmalig eingeführt 2004 und sein keramisches Pendant Clarity SL (Abbildung 34) aus dem Jahre 2007, besitzen zwei seitliche Nickel-Titan Clips als Verschlussmechanismus. Der Bogen wird mit einem Handinstrument einligiert, wobei die Insertionskraft um den Widerstand erhöht ist, der zur Überwindung der Federkraft des Clips aufgebracht werden muss. Mittels eines weiteren Spezialinstruments wird der Bogen ausligiert. Die Bracketbasis und der Zwillingskörper sind miteinander verschweißt. Um die Friktionskraft so gering wie möglich zu halten, besitzt das keramische Clarity SL-Bracket einen metallischen Slot. Das Debonding wird durch eine Sollbruchstelle beim mesio-distalen Zusammenpressen des Brackets erleichtert¹⁶¹.

Das Discovery SL-Bracket (Abbildung 35) besitzt einen Klapp-Mechanismus mit einem Schar-



Abbildung 35: Discovery sl

nier. Nach Herstellerangaben handelt es sich um ein besonders kleines Bracket, wodurch es einerseits sehr lippenfreundlich ist, andererseits jedoch Probleme in der Torque- und Rotationskontrolle hervorrufen kann. Basis und Body werden im „MIM-Verfahren“ hergestellt. Beim Klebevorgang ist zu berücksichtigen, dass sich der Slot nicht in der Mitte des Brackets befindet³⁷.



Abbildung 36: Damon Q

Das derzeit nur im 0,022“ Slotsystem erhältliche Damon Q-Bracket (Abbildung 36) ist das neueste Produkt aus der Damon-Serie von Ormco. Der Verschlussmechanismus besteht aus einem starren Schieber in zwei Führungsschienen und das Bracket besitzt einen zusätzlichen Hilfsslot.

3.1.4 Tubes

Neun obere erste Molarenröhrchen wurden in diese Studie miteinbezogen (Abbildung 37 bis Abbildung 41). Dabei handelte es sich jeweils um das 0,018“ und 0,022“-Slotsystem folgender Tubes: Ortho-Cast (Dentaurum J.P., Winkelstroeter KG, Ispringen, BW, Deutschland), SPEED Buccal Tube (Speed-System Orthodontics, Cambridge, Ontario, Kanada), Titanium Buccal Tube (SDS Ormco, Gelndora, CA, USA) und Victory series Buccal Tube (3M Unitek Orthodontic Products Monrovia, CA, USA). Das Damon SL Buccal Tube (SDS Ormco, Gelndora, CA, USA) ist derzeit nur in der 0,022“ Slotdimension erhältlich (Abbildung 41). Wie bereits erwähnt, nimmt dieses in der Gruppe der Tubes eine Sonderstellung ein. Durch den verschiebbaren Riegel ist es nicht mehr nötig, den Bogen durch die Tubeöffnung zu führen. Das Molarenröhrchen ermöglicht das Ein- und Ausligieren des Bogens wie bei einem selbstligierenden Bracket.

Die neun untersuchten Molarentubes und ihre Kurzbezeichnungen sind in der Tabelle 8 zusammengefasst.

Tabelle 8: Tubes

Tube	Slotdimension	Material	Kurzbezeichnung
Ortho-Cast Bukkalröhrchen	0,018“ / 0,022“	Metall	ORC-18-T / ORC-22-T
SPEED Buccal Tube	0,018“ / 0,022“	Metall	SPE-18-T / SPE-22-T
Titanium Buccal Tube	0,018“ / 0,022“	Metall (Titan)	TBT-18-T / TBT-22-T
Victory series Buccal Tube	0,018“ / 0,022“	Metall	VIC-18-T / VIC-22-T
Damon SL Buccal Tube	0,022“	Metall	DAM-22-T



Abbildung 37: Ortho-Cast Bukkalröhrchen



Abbildung 38: SPEED Buccal Tube



Abbildung 39: Titanium Buccal Tube



Abbildung 40: Victory series Buccal Tube



Abbildung 41: Damon SL Buccal Tube

3.2 Bögen und Ligaturen

In der Studie wurden Stahlbögen als Stangendraht ohne Bogenform der Firma Smile Dental (Smile Dental GmbH, Düsseldorf, Deutschland) verwendet. Entsprechend dem Slotsystem erfolgte die Friktionsmessung für die 0,018“ Slothöhe mit einem 0,016“ x 0,022“ Drahtquerschnitt (01-0023) und die 0,022“ Slothöhe mit einem 0,019“ x 0,025“ Drahtquerschnitt (01-0030). Für jedes Attachment und jeden Messdurchgang wurde ein neuer Draht verwendet.



Abbildung 42: Stahlligatur

Die konventionellen Brackets wurden mit einer Stahlligatur (Abbildung 42) am Bogen befestigt, die gerade so fest angezogenen war, dass der Draht auch unter Torque- und Angulationseinfluss sicher im Slot zu liegen kam.

3.3 Messapparatur

Alle Messungen wurden mit einem robotergestützten Messsystem (RMS) mit einem Präzisionsroboter der Baureihe RX60 (Stäubli Tec-Systems GmbH, Bayreuth, Deutschland) als wesentlichen Bestandteil durchgeführt. Es handelt sich um einen Hochgeschwindigkeitsroboter mit hohen Beschleunigungen, einer maximalen Tragkraft von 4,5kg und einer Wiederholungsgenauigkeit von +/- 0,02mm. Der Roboterarm hat eine maximale Reichweite von 665mm. Der Baukomplex verfügt über ein Wegmesssystem, sodass man eine rechnergesteuerte Positionierung des Armes vornehmen und die gewünschte Position durch Eingabe von Gradzahlen oder metrischen Werten ansteuern kann.

Mittels eines Biegebalken-Kraftsensors (Burster Präzisionsmesstechnik GmbH & Co. KG, Gernsbach, Deutschland) konnten die Friktionskräfte erfasst werden. Das Messelement dieses Kraftsensors ist ein Doppelbiegebalken aus Aluminium, auf dem Dehnungsmessstreifen (DMS) appliziert sind. Die Widerstände der DMS ändern sich durch die einwirkende Kraft. Das gesamte Messelement ist durch einen Gummifaltenbelag als Schutz gegen Spritzwasser geschützt. Um eine Messungenauigkeit durch eventuell auftretende Streustrahlung zu verhindern, wurde der Biegebalken-Kraftsensor mit Alufolie ummantelt.

Zur Messung der Drehmomente wurde ein Drehmomentsensor (8625-5001, Burster Präzisionsmesstechnik GmbH & Co. KG, Gernsbach, Deutschland) mit einem individuell hergestellten Adapter zur Fixierung des Drahtes verbunden. Der vom Roboter zurückgelegte Weg konnte mit einem induktiven Wegaufnehmer (87240, Burster Präzisionsmesstechnik GmbH & Co. KG, Gernsbach, Deutschland), der den Messweg mit einem integrierten Verstärker in ein analoges elektrisches Signal umwandelte, gemessen werden. Die von den Sensoren abgegebenen analogen Signale wurden mithilfe der Mehrkanal-Messelektronik Spider 8 (Firma Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, Deutschland) digitalisiert und in einem PC weiterverarbeitet. Die Ablaufsteuerung wurde mit Hilfe eines Python implementierten Messskriptes realisiert. Die Abbildung 43 stellt den Versuchsaufbau dar.

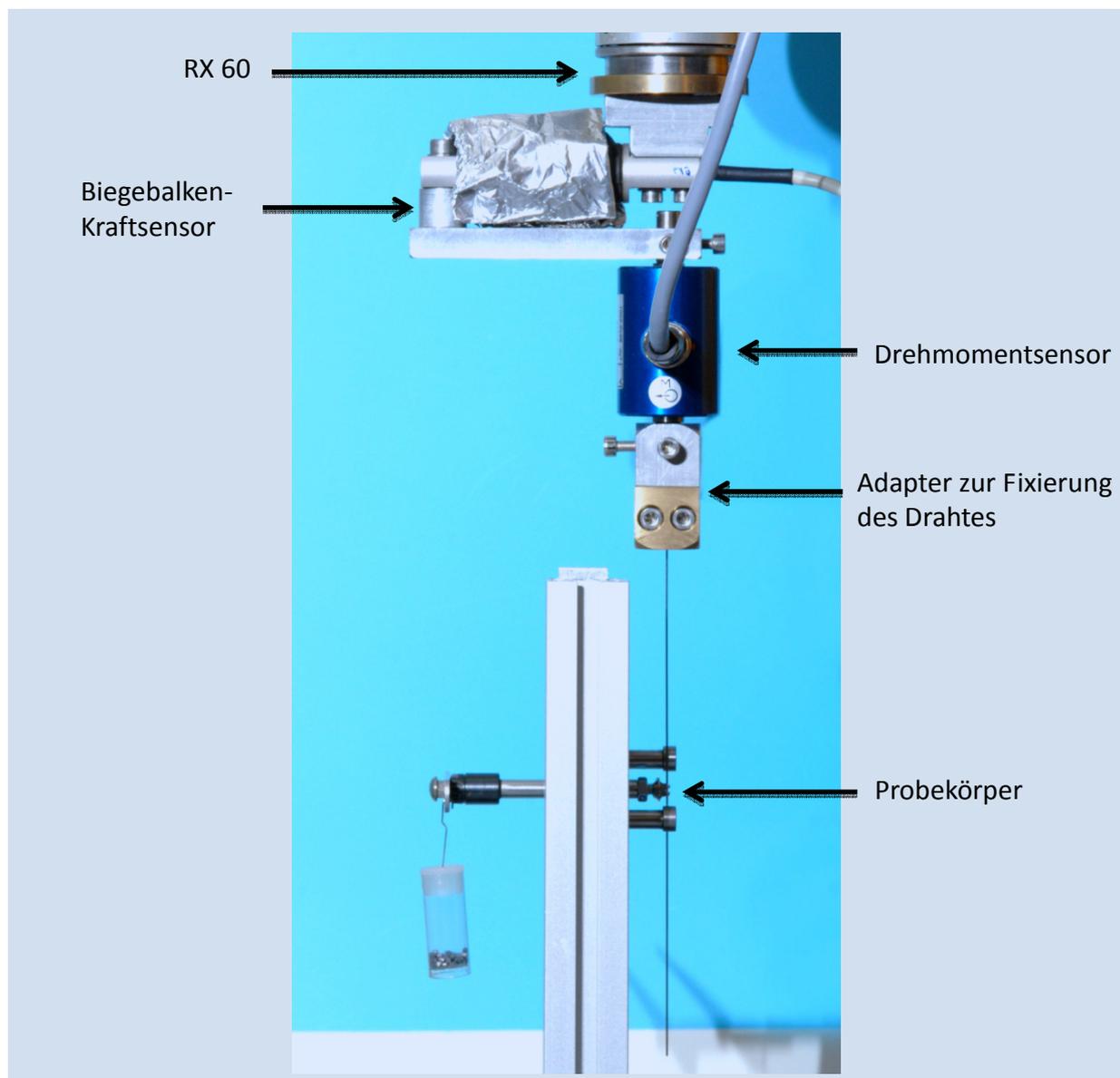


Abbildung 43: Versuchsaufbau

3.4 Messvorgang

Von den 40 verschiedenen Attachmenttypen (Brackets oder Tubes) gingen jeweils drei pro Typ in die vorliegende Untersuchung ein. Aus jedem der insgesamt 120 Attachments wurde jeweils ein Schraubenkörper (Prüfkörper) hergestellt. Jeder der 120 Prüfkörper wurde unter vier verschiedenen Untersuchungsbedingungen [(1) Nullmessung, NM; (2) Angulationsmessung, AM (3) Torquemessung, TM und (4) Angulations- und Torquemessung (AuT)] getestet und dabei die entsprechenden Friktionsdaten aufgezeichnet.

Zur Herstellung eines Prüfkörpers wurde mit Hilfe einer Positionierungsapparatur jedes Attachments adhäsiv auf dem Zentrum des Kopfes einer 4x10mm verzinkten Zylinderschraube befestigt.



Abbildung 44: Prüfkörper selbstligierendes Bracket

zeichner (Abbildung 44 bis Abbildung 46).

Die mechanisch angeraute Schraubenoberfläche und die Bracketbasis wurden mit dem lichthärtenden Adhäsiv Transbond XT (3M Unitek Orthodontic Products Monrovia, CA, USA) bestrichen und anschließend das Attachment mit Transbond Supreme (3M Unitek) auf der Schraube adhäsiv befestigt. Das System wurde so kalibriert, dass sich der Slot orthogonal ausgerichtet im Mittelpunkt der Schraubenlängsachse befand, sodass Inset, Offset, Torque und Angulation des Slots keinen Einfluss auf die Messungen nehmen konnten. Die drei Prüfkörper derselben Attachmentsorte wurden jeweils mit 1, 2, und 3 be-

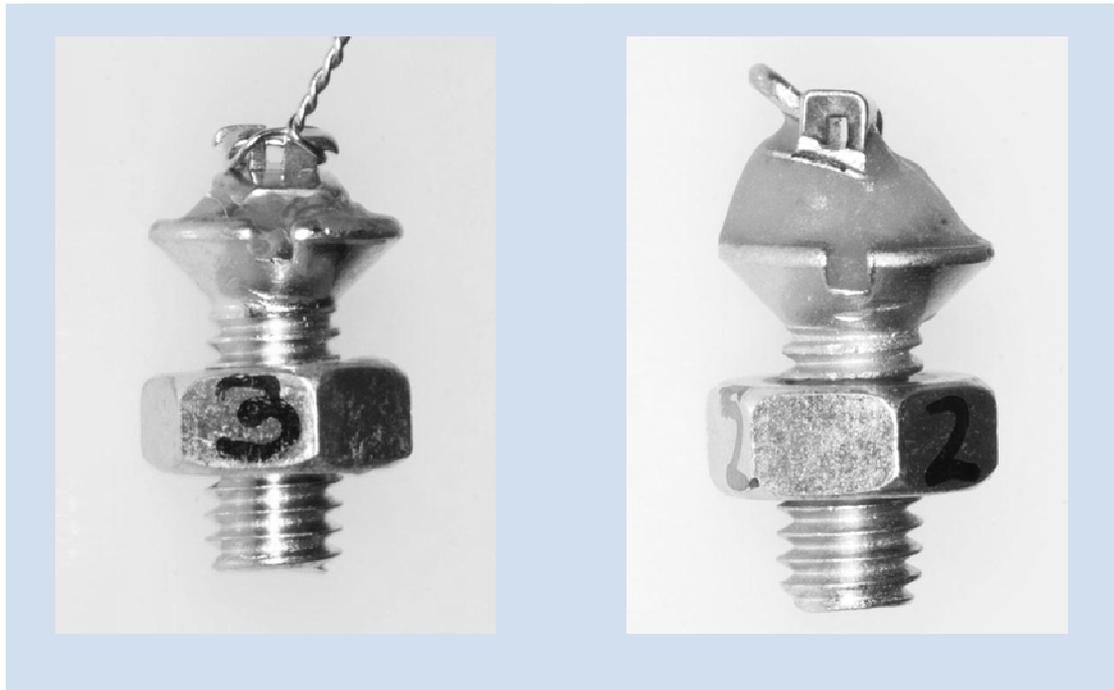


Abbildung 45: Prüfkörper konventionelles Bracket

Abbildung 46: Prüfkörper Tube

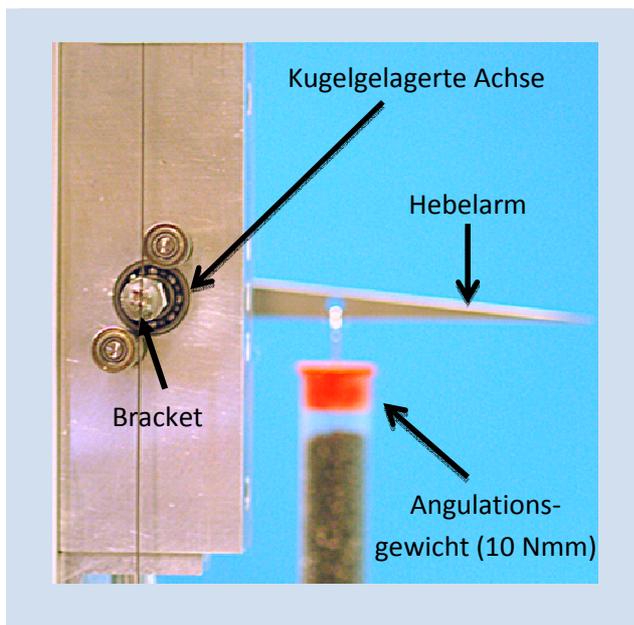


Abbildung 47: Prüfkörper unter Angulation

Die Prüfkörper wurden an einer kugelgelagerten Achse angebracht, wodurch die Applikation eines Drehmomentes im Sinne eines Kippmomentes ermöglicht werden konnte (für die Bedingung Angulationsmessung [AM] und Angulation + Torque [AuT]). Ein am Hebelarm eingehängtes Angulationsgewicht führte zu einer Angulation des Brackets / Tubes gegen den Bogen mit einem Drehmoment von 10 Nmm (Abbildung 47). Dabei wurde von folgendem Modell der bogengeführten Zahnbe-

wegung ausgegangen: Eine am Hook des Molarenattachments und am Ballhook des Eckzahnbrackets befestigte Feder geben eine Kraft von 1N ab. Da die Kraftwirkungslinie 10mm koronal zum Widerstandszentrum verläuft, beträgt das am Bracket / Tube auftretende Drehmoment 10 Nmm (Abbildung 7).

Für die Bedingungen Torque [TM] und Angulation + Torque [AuT] wurde der Draht roboter-gestützt bis auf ein gemessenes Drehmoment von +10 Nmm verdrillt, wobei das jeweils an-

liegende Torquedrehmoment kontinuierlich durch den Sensor registriert und aufgezeichnet wurde. Der Bogen wurde kontinuierlich über die gesamte Messtrecke beginnend bei dem anliegenden Drehmoment von +10 Nmm bis hin zu einem Zielwert von maximal -10 Nmm getorquet.

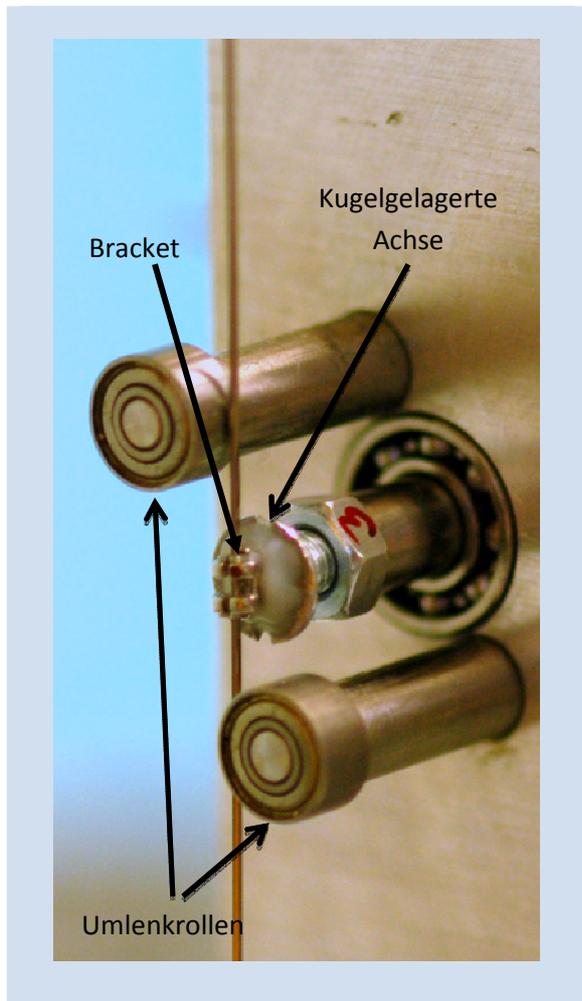


Abbildung 48: kugelgelagertes Bracket und bei Raumtemperatur statt.

Zwei ebenfalls kugelgelagerte Rollen simulierten bei den Messungen mit appliziertem Drehmoment die Lagerung des Drahtes in den Nachbarzähnen (Abbildung 48). Die Ermittlung der Friktionswerte für die vier Untersuchungsbedingungen erfolgte für jeden Prüfkörper in einem dynamischen Messdurchgang. Für die jeweilige Messung zog der Roboter den Bogen 40mm mit einer konstanten Geschwindigkeit von ca. $v=0,2\text{mm/s}$ durch das Bracket/Tube, während die dafür benötigte Kraft mit dem Biegebalkenkraftsensor registriert wurde. Für jeden vollständigen Messdurchgang, bestehend aus den vier Teilmessungen, wurde ein neues Stück Draht verwendet, um Messungenauigkeiten durch Verschleißerscheinungen und Bogen deformationen zu minimieren. Alle Messungen fanden unter trockenen Bedingungen

Die Tabelle 9 fasst noch einmal die vier Untersuchungsbedingungen zusammen und zeigt, welche Daten in der Messung erfasst worden sind.

Tabelle 9: Übersicht über die vier Untersuchungsbedingungen.

	Untersuchungsbedingungen		Messdaten	
	10 Nmm Angulation	Torsion des Drahtes von +10 Nmm bis – 10 Nmm	Friktionsmessung (N)	Registrierung appliziertes Drehmoment (Nmm)
Nullmessung (NM)	nein	nein	ja	nein
Angulationsmessung (AM)	ja	nein	ja	nein
Torquemessung (TM)	nein	ja	ja	ja
Angulations- und Torquemessung (AuT)	ja	ja	ja	ja

3.5 Datenspeicherung

Die RMS-Software speicherte bei allen Messungen zehn Mal pro Sekunde die vom Sensor registrierte Kraft. Es resultierten je Untersuchungsbedingung 1962 Messwerte. Die Abbildung 49 zeigt den charakteristischen Verlauf des Friktions-Drehmoment-Diagramms für einen Prüfkörper über alle vier Untersuchungsbedingungen.

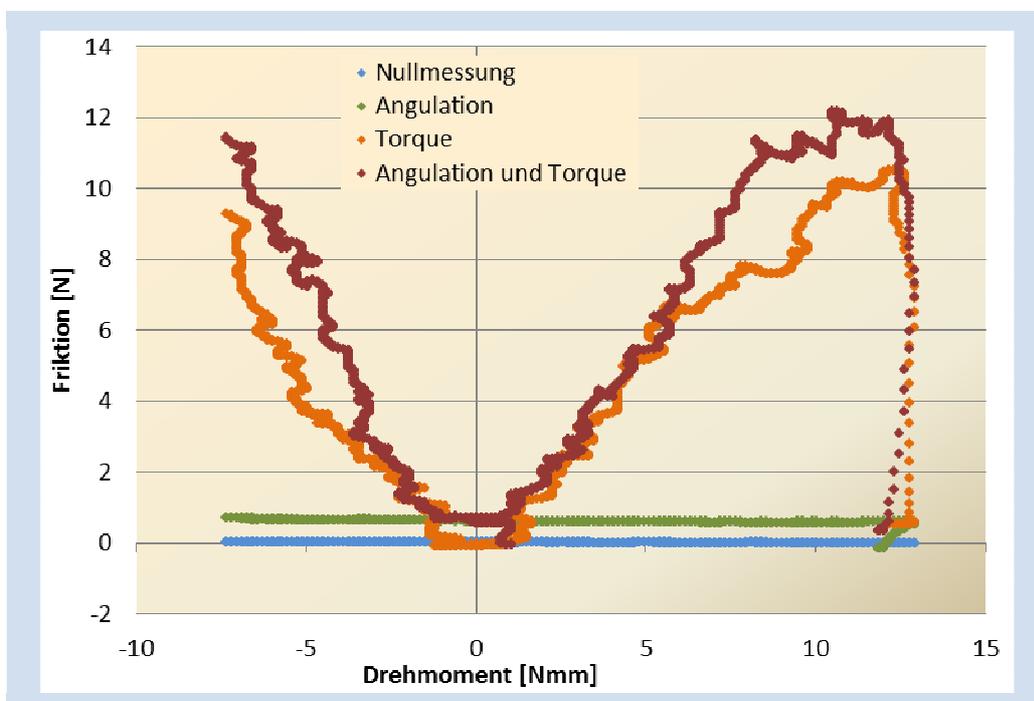


Abbildung 49: Typischer Verlauf eines Prüfkörpers über die vier Untersuchungsbedingungen. Auf der X-Achse ist das Torque-Drehmoment angetragen; für die AM und NM sind die entsprechenden Werte aus der AuT adaptiert. Gezeigt ist die Friktion [in N] für die jeweilige Bedingung. Dabei ist die Darstellung der Kurven jeweils entgegen des zeitlichen Verlaufs.

Während die Messtrecke von der TM sowie die Messtrecke von der AuT auch als Verhältnis des applizierten Drehmoments durch Torque zu der beobachteten Friktion beschrieben werden kann, fehlen bei der AM und NM die entsprechenden Vergleichswerte. Zwar könnten für alle vier Datenreihen entweder die zeitlichen Verläufe (in Sekunden) oder die zurückgelegte Strecke des Bogens (in mm) in die Graphen als X-Achse angetragen werden, da jedoch ein zentraler Untersuchungsgegenstand die Auswirkung des Torques auf die Friktion ist, soll die Abbildung des entsprechenden Drehmoments gegen die Friktion beibehalten werden. Dazu werden die Daten für die AM und die NM aus der AuT adaptiert. Das Ersetzen der X-Achsenwerte (entweder Strecke oder Zeit) durch das Torquemoment der AuT führt maximal zu einer Zerrung und/oder Stauchung des entsprechenden Graphen. Da die AM und NM relativ linear verlaufen bzw. einen parallelen Verlauf gegen die X-Achse aufweisen, hat dies keine signifikante Auswirkung auf die Abbildung und Auswertung.

Wie in der Abbildung 50 zu erkennen, lassen alle Graphen zu Beginn der Untersuchung zum Teil große Messwertschwankungen erkennen.

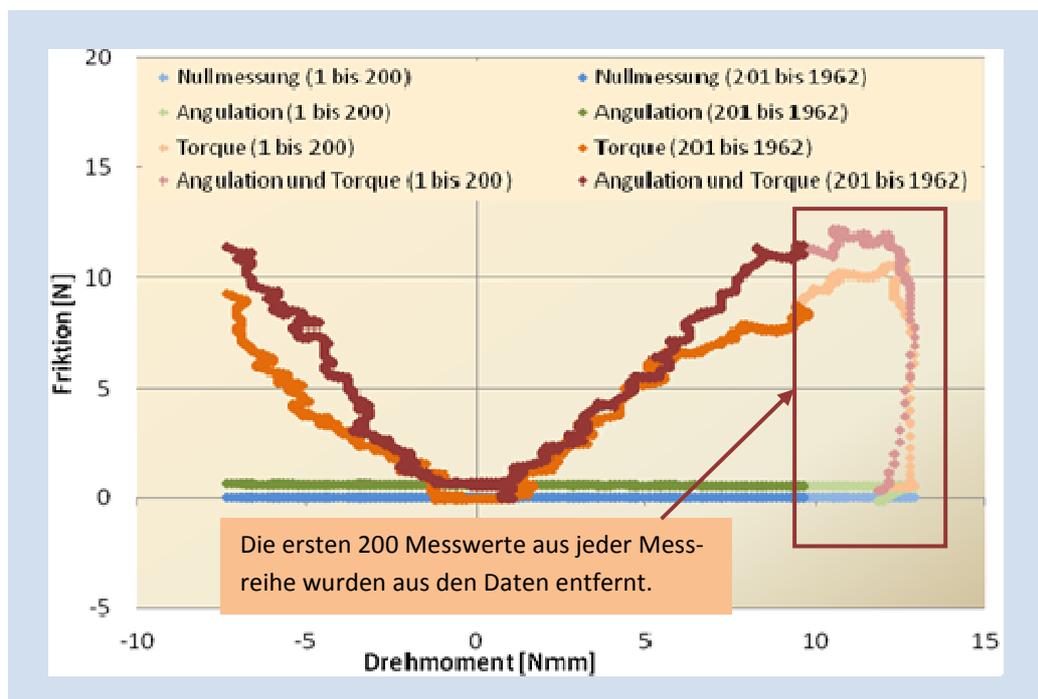


Abbildung 50: Typischer Verlauf eines Prüfkörpers über die vier Untersuchungsbedingungen. Auf der X-Achse ist das Torque-Drehmoment angetragen; für die AM und NM sind die entsprechenden Werte aus der AuT adaptiert. Gezeigt ist die Friktion [in N] für die jeweilige Bedingung. Dabei ist die Darstellung der Kurven jeweils entgegen des zeitlichen Verlaufs.

In der Folge sollen die Daten zu prägnanten Kennwerten aggregiert werden; es werden Mittelwerte und Standardabweichungen über die im Folgenden definierten einzelnen Bereiche

berechnet. Um die Mittelwerte und Standardabweichungen nicht zu verfälschen, wurden die ersten 200 Messwerte nicht mit in die statistische Analyse einbezogen. Zusätzlich mussten einzelne Messdurchgänge entfernt werden, da bei der Messung augenscheinlich die Daten nicht valide erschienen. Dies war bei den Brackets QuicKlear (0,018“) und Econoline (0,018“) bei jeweils einer Messung der Fall. Es wurden sämtliche vier Datenreihen (NM, AM, TM und AuT) nicht mit in die Auswertung eingeschlossen. Eine Übersicht über die einzelnen Messreihen ist in Anhang 2 enthalten.

Für einen generellen Abgleich über die gesamte Spannweite von -10 Nmm bis + 10 Nmm sollen Bereiche gebildet werden. Unterschieden werden sollen hierbei die „globalen“ und „lokalen“ Bereiche, wobei die „globalen“ Bereiche die gesamte Messstrecke mit der Torquemomentspannweite von +10 Nmm bis -10 Nmm (mit Ausnahme der ersten 200 Daten, s.o.) und die „lokalen“ lediglich den Torque-Drehmomentbereich von +2,5 Nmm bis -2,5 Nmm umfassen. Somit ist auch eine genauere Beurteilung des Friktionsverhaltens bei Anliegen nur kleinerer Torquemomente möglich. Die Bereichseinteilung zeigt die Tabelle 10.

Tabelle 10: Bereichseinteilung

	Nomenklatur	Drehmoment-Bereich (X-Achse)
Globale Bereiche	Bereich 1	+10 Nmm < X ≤ +4 Nmm
	Bereich 2	+4 Nmm < X ≤ +1 Nmm
	Bereich 3	+1 Nmm < X ≤ -1 Nmm
	Bereich 4	-1 Nmm < X ≤ -4 Nmm
	Bereich 5	-4 Nmm < X ≤ -10 Nmm
Lokale Bereiche	Bereich K1	+2.5 Nmm < X ≤ +1.5 Nmm
	Bereich K2	+1.5 Nmm < X ≤ +0.5 Nmm
	Bereich K3	-0.5 Nmm < X ≤ -1.5 Nmm
	Bereich K4	-1.5 Nmm < X ≤ -2.5 Nmm

In jedem Bereich resultieren pro Bracket und Tube somit drei Mittelwerte und die dazugehörigen Standardabweichungen. Erfasst wurden auch die Anzahl der Werte, die in die Bereiche fielen. Als maßgeblicher Wert für den jeweiligen Bracket-Typ und Bereich wurde der Mittelwert über die drei Werte des jeweiligen Brackets gebildet.

Die Prüfkörper wurden nach folgendem System bezeichnet: An erster Stelle stand die Angabe des Prüfkörpers unter Verwendung einer Abkürzung, bestehend aus drei Buchstaben (zum Beispiel Dia = Diamond). Anschließend wurde mit der Zahl 18 oder 22 die Slothöhe unterschieden. An dritter Stelle stand der Buchstabe T für Tube oder B für Bracket. Von jeder Attachmentsorte wurde eine dreimalige Wiederholungsmessung durchgeführt. Somit gehen insgesamt 120 Messdurchläufe in die Statistik ein.

3.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mittels SPSS 20.0.0. Die Daten wurden gemäß Abschnitt 3.5 in die Datenmatrix eingetragen. Neben der deskriptiven Auswertung wurde ein Test auf Normalverteiltheit der Daten (K-S-Test, exakte Version) sowie verschiedene Modelle der Varianzanalyse definiert und durchgeführt. Berichtet werden für den K-S-Test die p -Werte und für die Varianzanalyse jeweils die F -Werte nebst der zugehörigen Zähler- und Nennerfreiheitsgrade, der resultierende p -Wert und als Schätzer für die Effektstärke das partielle Eta-Quadrat (η^2).

Die Varianzanalysen erfolgten jeweils als messwiederholtes Modell, da für jeden Prüfkörper Messungen für die unterschiedlichen Bereiche und die verschiedenen Versuchsbedingungen vorlagen. Dabei wurden für jedes Modell die folgenden unabhängigen messwiederholten unabhängigen Variablen definiert:

Angulation: Lag ein Angulationsdrehmoment bei der Messung an oder nicht?
(Faktorstufen: Ja/Nein)

Torque: Lag ein Torquedrehmoment bei der Messung an oder nicht?
(Faktorstufen: Ja/Nein)

Drehmoment 1: Fand die Messung im Bereich des hohen Torquedrehmoments statt?
(Faktorstufen: Hoch/Niedrig)

Drehmoment 2: Fand die Messung beim ansteigenden Torquedrehmoment bzw. beim absteigenden Torquedrehmoment statt? (Faktorstufen: Links/Rechts)

Es resultierte ein Innersubjektdesign mit $2 \times 2 \times 2 \times 2 = 16$ Untersuchungsbedingungen, welches in der Tabelle 11 skizziert ist.

Tabelle 11: Übersicht über die Innersubjektfaktoren des varianzanalytischen Modells.

		Faktor Drehmoment 1			
		Hoch		Niedrig	
		Faktor Drehmoment 2			
Faktor Angulation	Faktor Torque	Links	Rechts	Links	Rechts
nein	nein	NM Bereich 1	NM Bereich 5	NM Bereich 2	NM Bereich 4
ja	nein	AM Bereich 1	AM Bereich 5	AM Bereich 2	AM Bereich 4
nein	ja	TM Bereich 1	TM Bereich 5	TM Bereich 2	TM Bereich 4
ja	ja	AuT Bereich 1	AuT Bereich 5	AuT Bereich 2	AuT Bereich 4

Zusätzlich zu diesen vier Innersubjektfaktoren wurde für die Fragestellungen 2 und 3 jeweils ein Zwischensubjektfaktor in die oben skizzierte Analyse mit eingeschlossen.

Im Anschluss an die Auswertung des jeweiligen Modells wurden POST-HOC-Analysen durchgeführt, und zwar wurden 2x2 Varianzanalysen separat für die in 3.5 beschriebenen Bereiche durchgeführt; die Faktoren Drehmoment 1 und Drehmoment 2 entfielen somit in den Folgeanalysen. Die Post-Hoc-Analysen entfielen, wenn sich bei der zuvor durchgeführten globalen Analyse kein relevanter Effekt gezeigt hatte. Die Auswertung für die lokalen Bereiche erfolgte synonym zu den globalen Bereichen.

3.7 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Für ein vollständiges Messskript (NM, AM, TM und AuT) wurde stets ein neues Drahtstück verwendet. Um beurteilen zu können, ob der Messvorgang einen Einfluss auf die Bogenqualität hatte, wurde ein bereits verwendetes und zufällig gewähltes Drahtstück rasterelektronenmikroskopisch in 70facher Vergrößerung (Hitachi Edax S-3000N, Irland) untersucht und die Bilder mit einer neuen Drahtprobe verglichen.

4. Ergebnisse

4.1 Fragestellung 1: Wie hoch sind die mittleren Friktionswerte der einzelnen Attachments unter Angulation, Torque und gemeinsam einwirkender Momente von Angulation und Torque?

Es wurden zunächst als globale Maße zur deskriptiven Veranschaulichung Mittelwerte über die in Abschnitt 3.5 in Tabelle 10 dargestellten Bereiche gebildet, und zwar über alle Brackets und Tubes gemeinsam, um die Größenrelation der Friktion unter jeweils Angulation und Torque abzubilden. Hierzu wurden die Bereiche 1 und 5 sowie die Bereiche 2 und 3 (für rechts- und linksdrehenden Torque) jeweils zusammengefasst.

In den Bereichen 1 und 5 (+10 Nmm bis +4 Nmm bzw. -10 Nmm bis -4 Nmm) über alle Werte und Brackets gemittelt zeigte sich für die Angulationsmessung eine mittlere Friktion von 1,04 N ($\pm 0,35$ N) und für die Torquemessung eine mittlere Friktion von 8,08 N ($\pm 2,99$ N). In den Bereichen 2 und 3 (+1 Nmm bis +4 Nmm bzw. -1 Nmm bis -4 Nmm) waren es für die Angulationsmessung 1,04 N ($\pm 0,35$ N) Friktion und für die Torquemessung 2,47 N ($\pm 1,09$ N).

Dies bedeutet, dass im hohen Drehmomentbereich der Torque zu einer um das 7,8-fache höheren Friktion geführt hat, und im niedrigen Drehmomentbereich der Torque zu einer um das 2,4-fache höheren Friktion als die Angulation geführt hat.

Im Folgenden werden detailliert die Friktionsmittelwerte der Bereiche 1, 2, 4 und 5 aller untersuchten Attachments graphisch veranschaulicht dargestellt. Der Test auf Normalverteilung wurde innerhalb eines Bereiches und einer Untersuchungsbedingung jeweils für die drei Proben eines Prüfkörpers durchgeführt (5 Bereiche x 40 Prüfkörper x 4 Untersuchungsbedingungen = 800 Tests). In keinem einzigen Test konnte die Normalverteilungsannahme verworfen werden; bei vier Prüfkörpern ist der Test nicht valide durchgeführt worden, da nur für 2 statt 3 Messdurchgänge valide Daten vorgelegen hatten. Da in keinem der übrigen Tests ein p-Wert $< 0,6$ resultierte soll davon ausgegangen werden, dass die Normalverteilungsannahme für diese Prüfkörper auch realistisch scheint. Die Ergebnisse des K-S-Tests finden sich im Anhang.

4.1.1 Deskriptive Auswertung Bereich 1

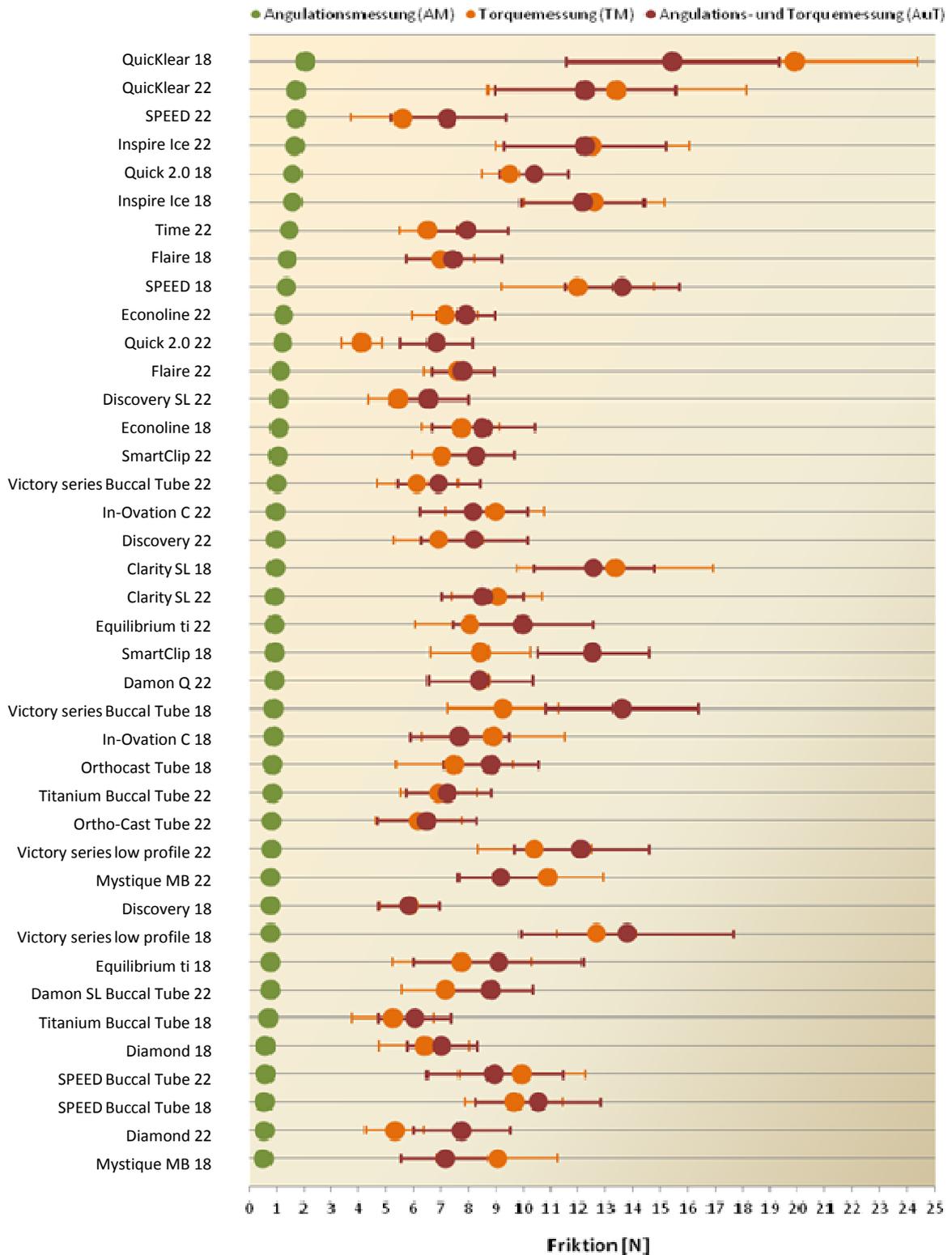


Abbildung 51: Graphische Abbildung der Mittelwerte und Standardabweichungen über die drei Prüfkörper eines Attachments, für alle 40 Attachments getrennt abgebildet. Gezeigt sind die Netto-Frictionswerte (Bedingungswert minus Nullmessung) für die drei Bedingungen AM, TM und AuT für den ersten Messbereich.

4.1.2 Deskriptive Auswertung Bereich 2

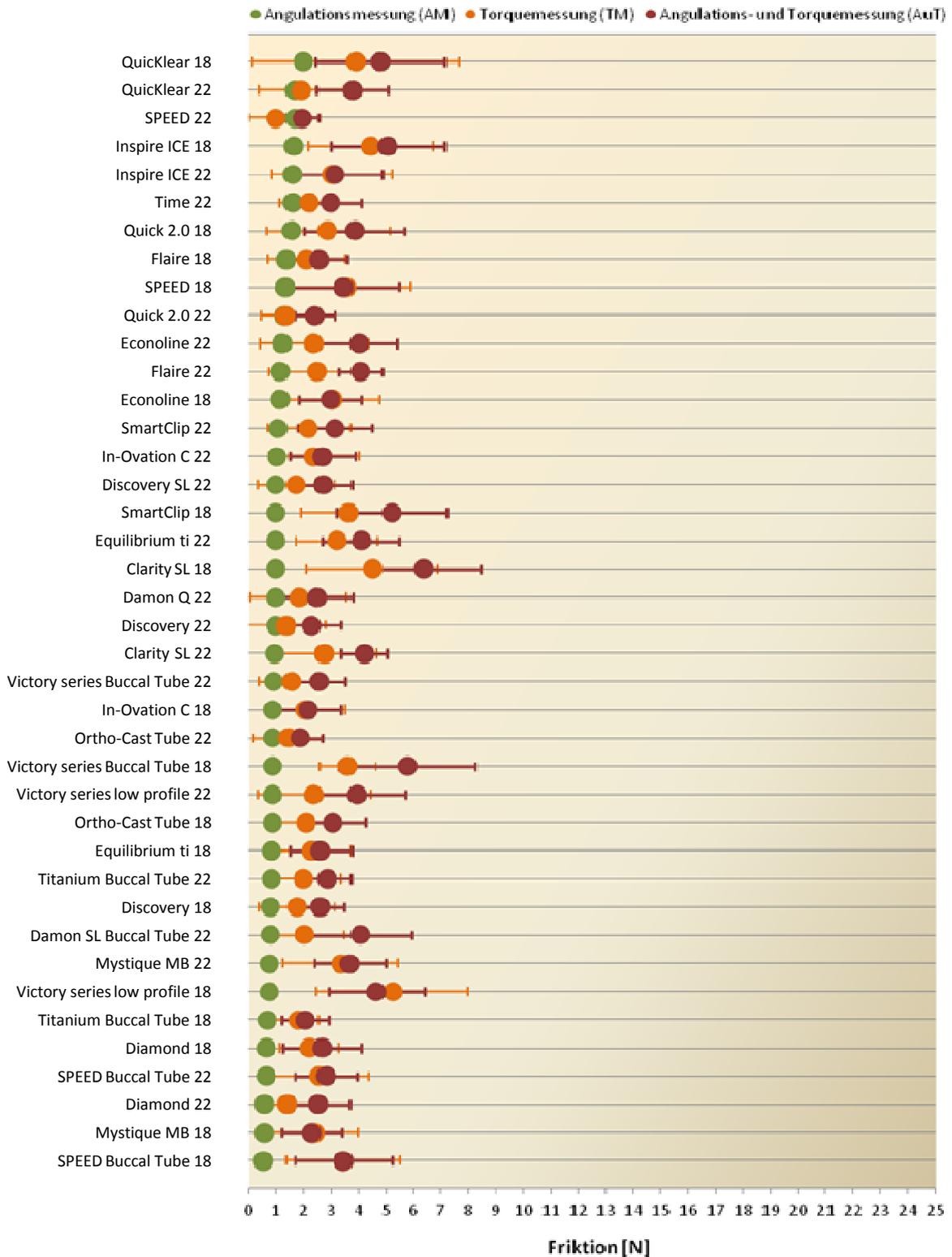


Abbildung 52: Graphische Abbildung der Mittelwerte und Standardabweichungen über die drei Prüfkörper eines Attachments, für alle 40 Attachments getrennt abgebildet. Gezeigt sind die Netto-Friktionswerte (Bedingungswert minus Nullmessung) für die drei Bedingungen AM, TM und AuT für den zweiten Messbereich.

4.1.3 Deskriptive Auswertung Bereich 4

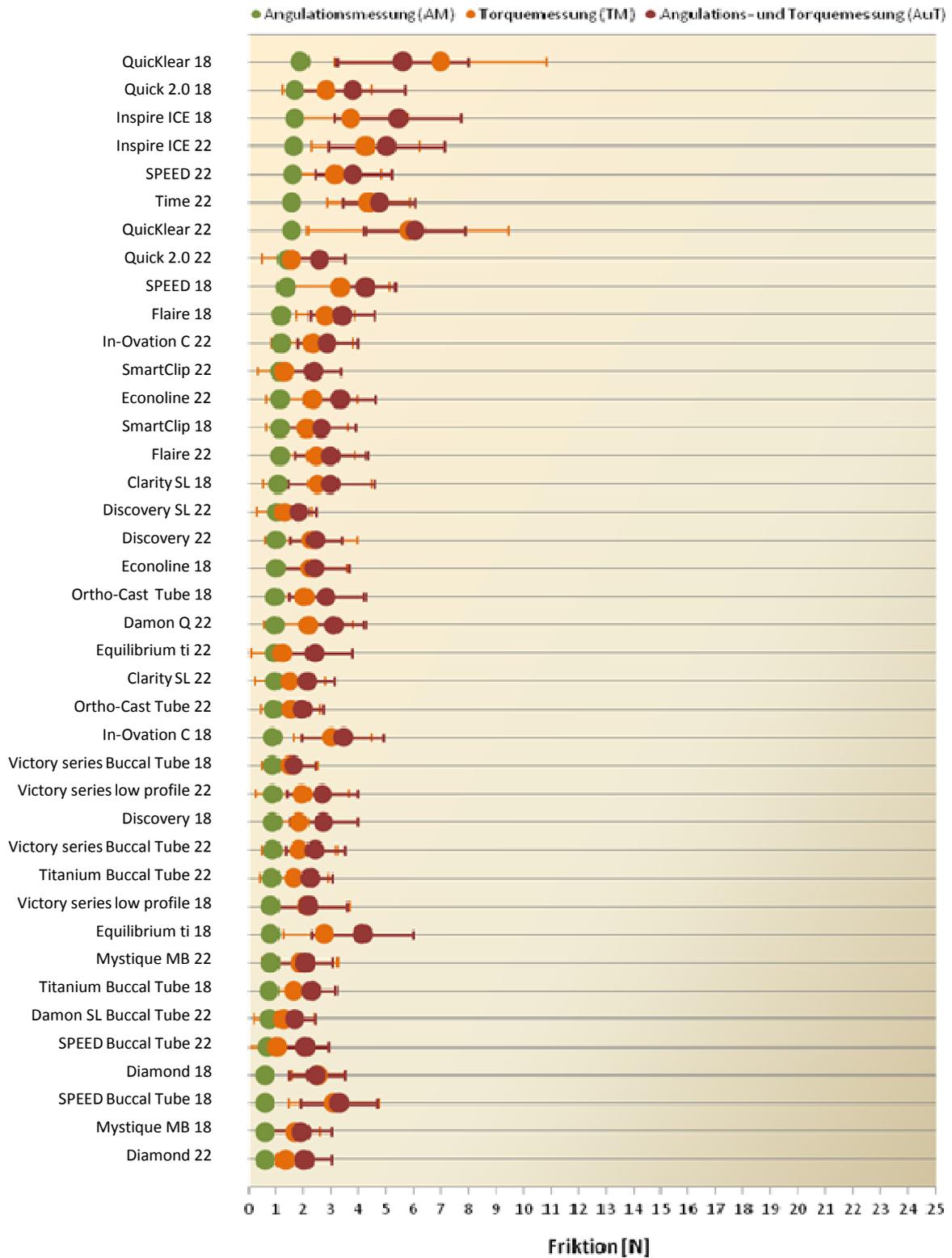


Abbildung 53: Graphische Abbildung der Mittelwerte und Standardabweichungen über die drei Prüfkörper eines Attachments, für alle 40 Attachments getrennt abgebildet. Gezeigt sind die Netto-Friktionswerte (Bedingungswert minus Nullmessung) für die drei Bedingungen AM, TM und AuT für den vierten Messbereich.

4.1.4 Deskriptive Auswertung Bereich 5

©©

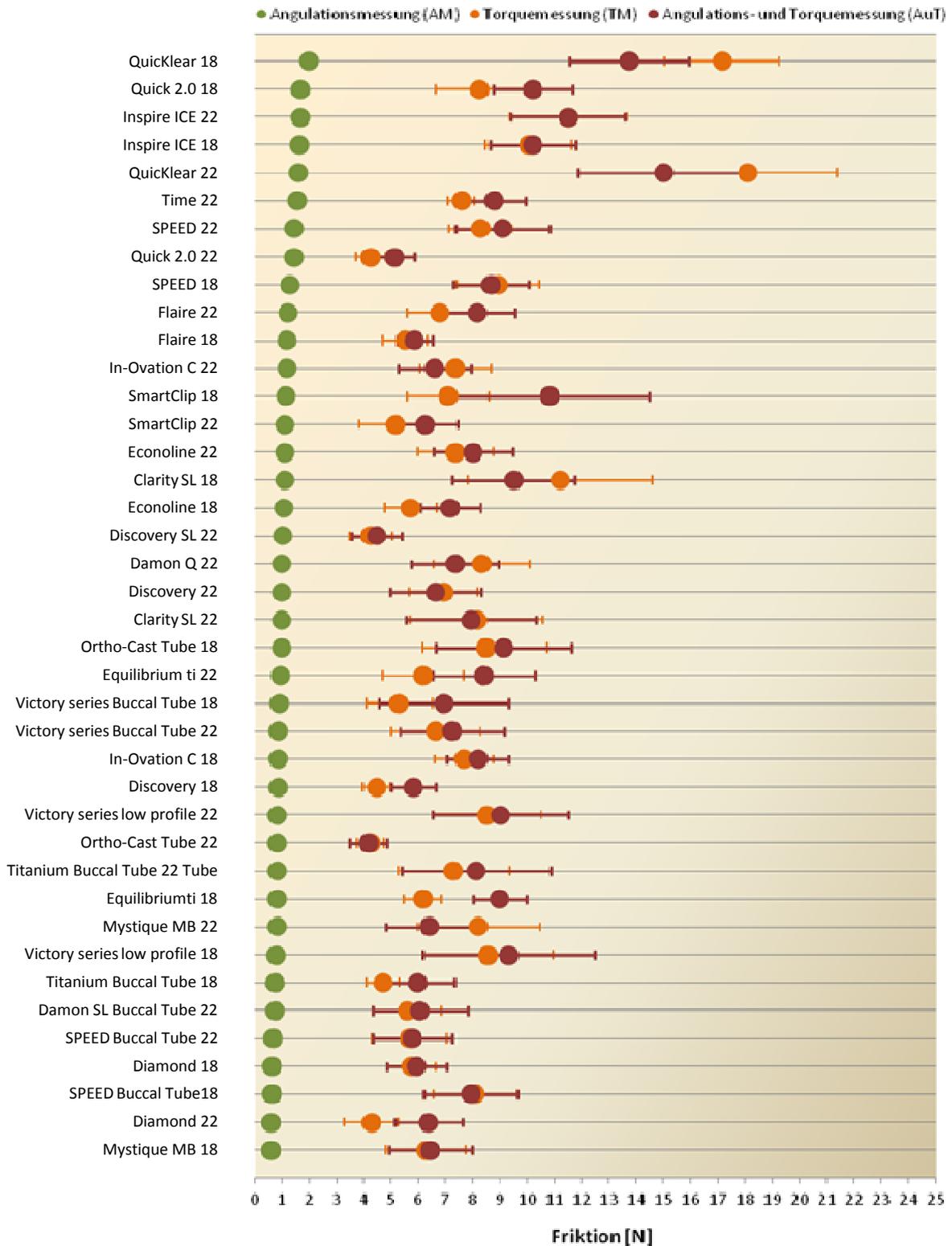


Abbildung 54: Graphische Abbildung der Mittelwerte und Standardabweichungen über die drei Prüfkörper eines Attachments, für alle 40 Attachments getrennt abgebildet. Gezeigt sind die Netto-Frictionswerte (Bedingungswert minus Nullmessung) für die drei Bedingungen AM, TM und AuT für den fünften Messbereich.

4.2 Fragestellung 2: Wie wirken sich Angulations- und Torquemomente, wenn sie gleichzeitig anliegen, auf die Friktion aus (n= 40)?

4.2.1 Auswertung der globalen Bereiche

Zunächst erfolgt die Auswertung über die globalen Bereiche. In Tabelle 12 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der gemäß den Vorgaben in Abschnitt 3.5 bereinigten und verdichteten Daten abgebildet.

Tabelle 12: Mittelwerte und Standardabweichungen für alle Attachments (n= 40) über die in Bereiche eingeteilte Laufstrecke, getrennt für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT dargestellt. Dabei werden die deskriptiven Daten einmal für die Friktion und einmal für das Torque-Drehmoment (für die Bedingungen NM und AM durch die Bedingung AuT geschätzt) gezeigt.

Bedingung	Bereich 1 (4 bis 10 Nmm)		Bereich 2 (1 bis 4 Nmm)		Bereich 4 (-4 bis -1 Nmm)		Bereich 5 (-10 bis -4 Nmm)		n
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	
Friktion [N]									
NM	0,25	0,39	0,26	0,40	0,26	0,38	0,27	0,39	40
AM	1,29	0,67	1,29	0,67	1,30	0,64	1,32	0,64	40
TM	8,92	3,09	2,79	0,98	2,68	1,47	7,77	3,14	40
AuT	9,50	2,57	3,59	1,08	3,25	1,36	8,20	2,44	40
Drehmoment [Nmm]									
NM	6,38*	0,16*	2,39*	0,13*	-2,49*	0,09*	-5,68*	0,39*	
AM	6,38*	0,16*	2,39*	0,13*	-2,49*	0,09*	-5,68*	0,39*	
TM	6,37	0,17	2,35	0,16	-2,39	0,12	-5,65	0,41	40
AuT	6,38	0,16	2,39	0,13	-2,49	0,09	-5,68	0,39	40

*Ein Torque-Drehmoment für NM und AM lag nicht an; für die graphische Abbildung wurde der Mittelwert der AuT-Bedingung übernommen.

Zur Veranschaulichung zeigt die Abbildung 55 die Mittelwerte über die vier Untersuchungsbedingungen und die informationsverdichteten Untersuchungszeitpunkte der Laufstrecke. Dabei wurde für die 16 Datenpunkte zunächst eine Varianzanalyse durchgeführt. Die Ergebnisse dafür zeigt die Tabelle 13. Die signifikanten Effekte sind in der Tabelle entsprechend markiert. Effekte, welche sich nach deren Interpretation hinter einer darüber liegenden Interaktion verbergen, sind entsprechend als Scheineffekt markiert und durch Nummerierung dem jeweils darüber liegendem Effekt zugeordnet. Gemäß dieser Klassifikation werden die Effekte im Anschluss der Reihe nach besprochen.

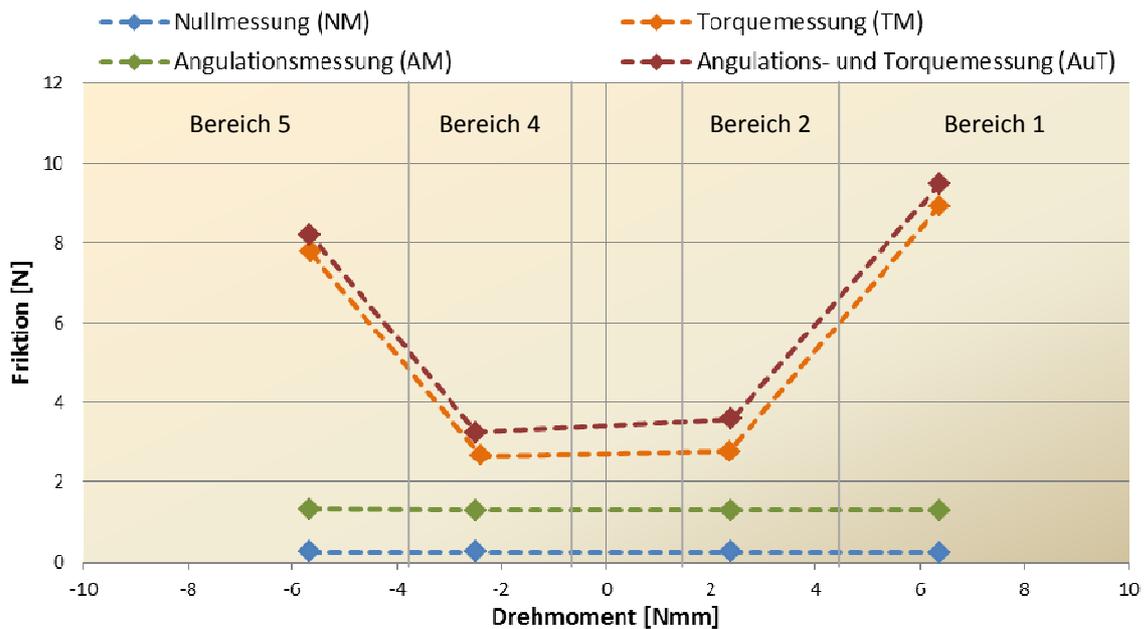


Abbildung 55: Mittlere Friktion, für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt. Die insgesamt 3186 Daten jeder Untersuchungsbedingung wurden bereinigt und in vier auswertungsrelevante, globale Bereiche eingeteilt (vergleiche Abschnitt 3.5).

Tabelle 13: Ergebnisse für die Varianzanalyse über die 16 Datenpunkte. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben. Der rote Text gibt jeweils eine Interpretationshilfe für die Wertung des jeweiligen Effekts bzw. er ordnet den jeweiligen Effekt in den Untersuchungskontext ein. Sind einer Interaktion sog. Scheineffekte nachzuordnen, so ist diese Interaktion und der dazugehörige Scheineffekt mit demselben Buchstaben markiert.

Ebene	Faktoren	F-Wert*	p-Wert	η^2
Haupteffekte	Drehmoment 1 (Hoch vs. Niedrig) Scheineffekt [2a]	396,8	<0,001	0,91
	Drehmoment 2 (Links vs. Rechts) evtl. Scheineffekt [3a/b]	10,7	0,002	0,22
	Angulation Erwarteter Effekt [2]	166,5	<0,001	0,81
	Torque Erwarteter Effekt [2]	444,2	<0,001	0,92
Interaktion 1. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 Scheineffekt [3a]	24,4	<0,001	0,38
	Drehmoment 1 x Angulation	0,8	0,377	0,02
	Drehmoment 2 x Angulation	2,0	0,167	0,05
	Drehmoment 1 x Torque Erwarteter Effekt [2a]	402,3	<0,001	0,91
	Drehmoment 2 x Torque Evtl. Scheineffekt [3b]	11,1	0,002	0,22
	Angulation x Torque Hypothese [1]	8,9	0,005	0,19
Interaktion 2. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation	0,2	0,641	0,01
	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Torque Methode [3a]	26,1	<0,001	0,40
	Drehmoment 1 x Angulation x Torque	0,9	0,356	0,02
	Drehmoment 2 x Angulation x Torque	2,6	0,118	0,06
Interaktion 3. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Torque	0,2	0,629	0,01

*Die Freiheitsgrade sind konstant für alle Faktoren und Faktorkombinationen $df_{\text{Zähler}} = 1$ und $df_{\text{Nenner}} = 39$.

Hypothese [1]: Die relevante Fragestellung dieser Arbeit war eine mögliche Interaktion zwischen Angulation und Torque. Diese erwies sich als signifikant [$F_{1,39} = 8,9$; $p = 0,005$; $\eta^2 = 0,19$]. Inhaltlich ist die Interaktion zunächst so zu interpretieren, dass die Effekte, also die Friktionswerte von Angulation und Torque sich nicht additiv zueinander verhalten. Augenscheinlich zeigt Abbildung 55, dass die Friktion unter der Bedingung AuT zwar am höchsten ist, aber nicht der Addition der Angulations- und Torquewerte entspricht. Zur Erläuterung ist in Abbildung 56 der Netto-Effekt der drei Untersuchungsbedingungen AM, TM, AuT eingetragen (Friktion der jeweiligen Bedingung minus Friktion der Nullmessung), sowie eine hypothetische Linie, die abbildet, wie die Summe aus den Friktionswerten unter den Bedingungen TM und AM wäre. Dabei ist deutlich erkennbar, dass bei der Additionsannahme beider Effekte, diese Linie oberhalb der tatsächlichen liegt. Daraus lässt sich schließen, dass der gemeinsame Einfluss von Torque- und Angulation geringer ausfällt, als wenn sie einzeln wirken. Beide Momente zusammen nehmen sich ein wenig von ihrer Einflussgröße in Bezug auf die Friktion.

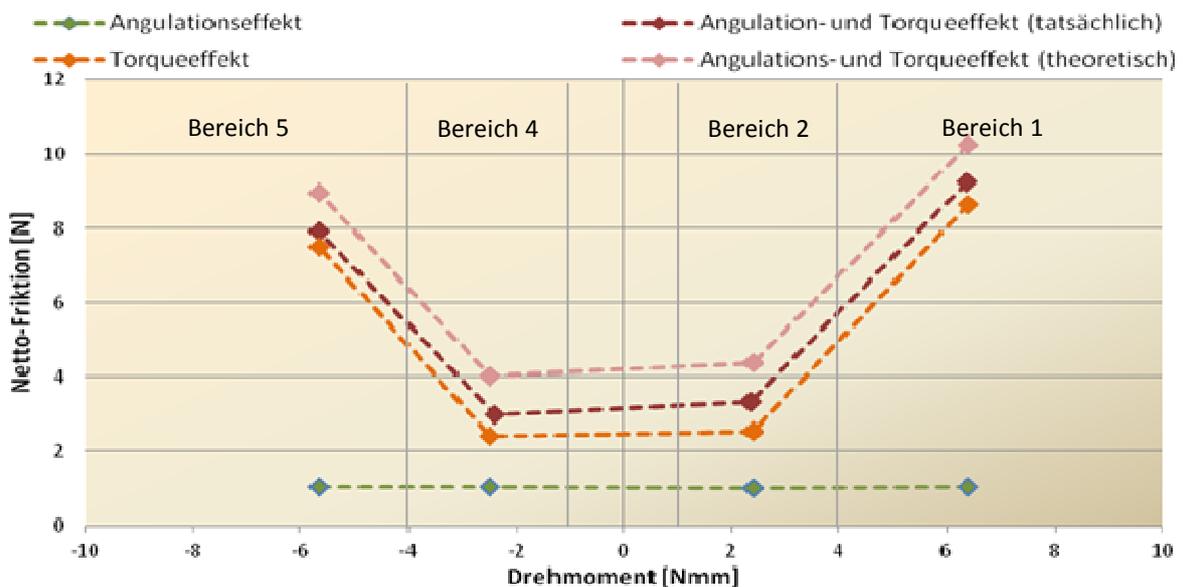


Abbildung 56: Netto-Friktion (Messung in der jeweiligen Bedingung AM, TM oder AuT minus NM), für die Untersuchungsbedingungen AM, TM und AuT getrennt dargestellt. Der additive Effekt von Angulation und Torque ist zur Verdeutlichung zusätzlich abgebildet [Angulations- und Torqueeffekt (theoretisch)].

Erwartete Effekte [2, 2a]: Die Haupteffekte für „Angulation“ und „Torque“ sind mit $\eta^2 = 0,81$ (Angulation) und $\eta^2 = 0,92$ (Torque) sehr groß ausgefallen, d.h. sowohl das Anliegen eines Angulationsmomentes als auch das Anliegen von Torque haben jeweils einen deutlichen Einfluss auf die Friktion gezeigt. Auch der Interaktionseffekt zeigte sich zwischen „Drehmoment 1“ und „Torque“: während Torque mit hohen Torquemomenten (in den Bereichen 1

und 5) zu einer hohen Friktion führte, war die Friktion in Bedingungen, in denen Torque mit niedrigeren Drehmomenten anlag (in den Bereichen 2 und 4), vergleichsweise gering ausgefallen.

Scheineffekt zu erwartete Effekte [2a]: Der Haupteffekt für den Faktor „Drehmoment 1“, sprich im höheren Torque-Drehmomentbereich ist die Friktion größer als im niedrigen Drehmomentbereich, geht letztlich auf diesen Interaktionseffekt zurück („Drehmoment 1“ und „Torque“), da die erhöhte Friktion in den Bedingungen TM und AuT auch den Gesamtmittelwert (über NM, AM, TM und AuT) für die Bereiche 1 und 5 bedeutsam steigert im Verhältnis zu den Bereichen 2 und 4. Dabei sind aber sowohl die Friktionswerte für die NM als auch für die AM-Bedingung über die gesamte Laufstrecke nahezu konstant, da hier kein zusätzliches Torquemoment anliegt.

Methode [3a]: Der Haupteffekt des „Drehmoment 2“, sowie die Interaktionen „Drehmoment 2“ x „Drehmoment 1“, „Drehmoment 2“ x „Torque“ und „Drehmoment 1“ x „Drehmoment 2“ x „Torque“ waren nicht erwartet worden. Sie treffen eine Aussage über den Symmetrievergleich der Friktion, wenn nun in die eine oder andere Richtung getorquet wird. Wahrscheinlich liegen alle zuvor genannten Effekte übereinander, d.h. die niedrigeren Interaktionseffekte und der Haupteffekt gehen letztlich auf die Interaktion „Drehmoment 1“ x „Drehmoment 2“ x „Torque“ zurück. Erklären lässt sich diese Assymetrie anhand der Abbildung 1, wenn man die Werte von Bereich 1 und 2 am Nullpunkt der Abszisse spiegelt und mit den Werten in Bereich 4 und 5 vergleicht. Vor allem in Bereich 1 ist die gemessene Friktion in den Torquebedingungen TM und AuT höher ausgefallen als im Bereich 5. Die Messung begannen stets mit einem Torquemoment von +10Nmm, aber es konnte über die gesamte Laufstrecke von 40mm nicht einheitlich zum Schluss ein Torquemoment von -10Nmm erreicht werden. Wie in Tabelle 12 zu erkennen, betrug der Mittelwert für den vorderen ersten Bereich 6,37 Nmm in der Torque- und 6,38 Nmm für die Angulations- und Torquebedingung, wohingegen der Mittelwert in Bereich 5 für die Torquebedingung nur 5,65 Nmm und 5,68 Nmm für die Angulations- und Torquebedingung betragen hatte. Da aber in den Torquebedingungen die Friktion in direkter Abhängigkeit zu dem anliegenden Drehmoment steht (Erwartete Effekte: „Drehmoment 1“ x „Torque“), ist bei ungleich großen Drehmomenten im Mittel für Bereich 1 und 5 eine verschieden große Friktion folgerichtig anzunehmen. In Abbildung 57 ist dies verdeutlicht. Es wurden dabei die Kurven von der linken Seite aus Abbildung 55 über die Abszisse auf die rechte Seite gespiegelt (in der Darstellung sind die

gespiegelten Punkte leicht heller als die Kurven der rechten Seite). Dabei ist erkennbar, dass der Betrag der Kurvensteigung anscheinend auf beiden Seiten gleich hoch ausgefallen ist (von Bereich 1 nach 2 ist die Friktion fallend und von Bereich 4 nach 5 ist die Friktion steigend; deswegen werden die Absolutwerte des Drehmoments betrachtet). Es scheint also, dass die niedrigere Friktion im Bereich 5 vor allem dadurch zustande gekommen ist, dass die Laufstrecke vor Erreichen der -10Nmm geendet ist. Die dadurch bedingt höheren Friktionswerte in Bereich 1 führen letztlich zu dem Effekt „Drehmoment 1“ x „Drehmoment 2“ x „Torque“, da der Mittelwert über die beiden Torquebedingungen (TM und AuT) für den Bereich 1 höher ist als für den Bereich 5. Dieser Unterschied ist augenscheinlich aber nicht für die Bereiche 2 und 4 anzunehmen.

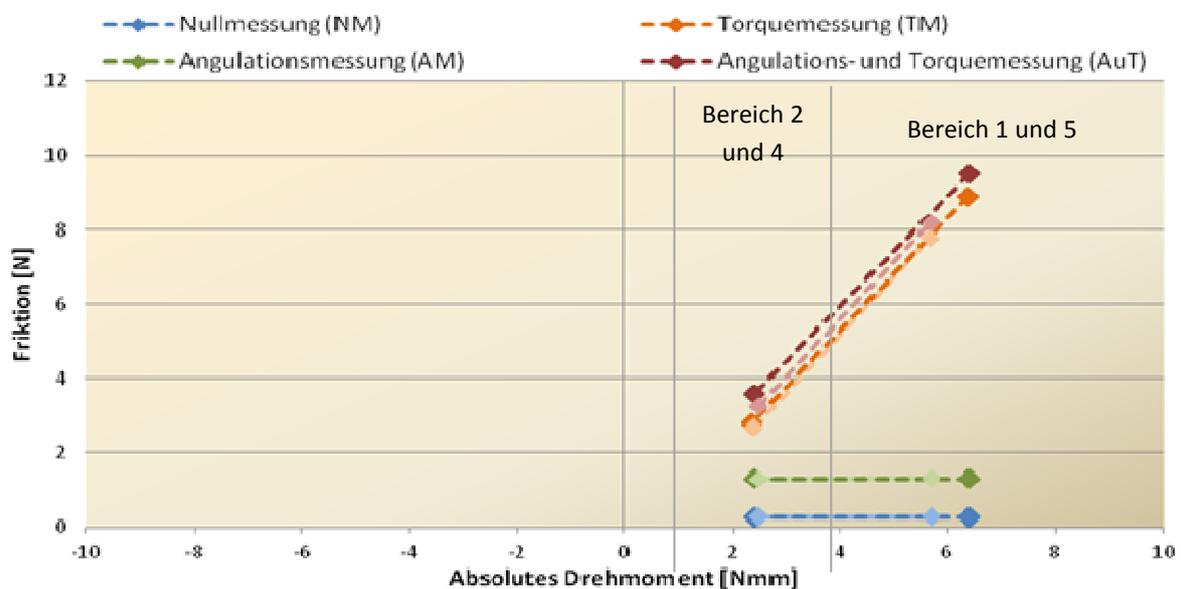


Abbildung 57: Abwandlung von Abbildung 55 (siehe dort); die Kurven der linken Seite wurden über die Abszisse auf die rechte Seite gespiegelt. Diese gespiegelten Kurven sind in der Darstellung heller.

Mögliche Scheineffekte zu Methode [3a/b]: Für die Bedingungen AM und NM gelten ohnehin für alle Bereiche näherungsweise konstante Werte für die Friktion. Der Graph verläuft linear parallel zur x-Achse. Würden zusätzlich zu den Untersuchungsbedingungen TM und AuT auch die Bedingungen NM und AM für die Bereiche 1 und 2 (links) sowie 4 und 5 (rechts) zu Mittelwerten in Bezug auf die Friktion zusammengefasst, so bedingt der oben beschriebene Effekt (Methode) auch in dieser Mittelung noch einen Unterschied zwischen den Werten (Interaktion „Drehmoment 1“ x „Drehmoment 2“); somit ist hier von einem Scheineffekt auszugehen, da die Aussage der Asymmetrie nicht über alle vier Bedingungen (NM, AM, TM und AuT) zu verallgemeinern ist. Ebenso scheint der Interaktionseffekt „Tor-

que“ x „Drehmoment 1“ x „Drehmoment 2“ groß genug, um über eine Mittelung auf der rechten Seite über die Torquebedingungen (TM und AuT) sowie die Nicht-Torquebedingungen (NM und AM) größere Friktionswerte zu produzieren als entsprechende Mittelungen auf der rechten Seite (Interaktion „Torque“ x „Drehmoment 2“); dieser Effekt ist ein möglicher Scheineffekt, wobei einschränkend erwähnt werden muss, dass die Friktionswerte für Bereich 2 tatsächlich im Mittel leicht höher sind als für Bereich 4 – somit kann es sich auch um einen echten Effekt handeln. Letztlich scheint auch der Haupteffekt „Drehmoment 2“ auf die beschriebene Dreifachinteraktion oder die Interaktion „Drehmoment 2“ x „Torque“ zurück zu führen zu sein. Denn die Aussage: „alle Werte der rechten Seite sind höher als auf der linken Seite“ trifft nur maximal für die Werte der Untersuchungsreihen TM und AUT, für die Reihen NM und AM kann dies nicht angenommen werden.

Post-Hoc-Analysen für die einzelnen Bereiche Für jeden der vier auswertungsrelevanten Bereiche wurde eine Varianzanalyse berechnet, um zu überprüfen, in wie weit sich die Interaktion für „Angulation“ und „Torque“ in diesen Bereichen zeigt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 14 abgebildet.

Tabelle 14: Ergebnisse für die Varianzanalysen innerhalb der Messbereiche 1, 2, 4 und 5. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Messzeitzeitpunkt	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Bereich 1	Angulation	44,0	<0,001	0,53
	Torque	428,3	<0,001	0,92
	Angulation x Torque	2,9	0,098	0,07
Bereich 2	Angulation	217,7	<0,001	0,85
	Torque	256,2	<0,001	0,87
	Angulation x Torque	4,3	0,046	0,10
Bereich 4	Angulation	295,4	<0,001	0,88
	Torque	181,2	<0,001	0,82
	Angulation x Torque	24,1	<0,001	0,38
Bereich 5	Angulation	49,6	<0,001	0,56
	Torque	346,6	<0,001	0,90
	Angulation x Torque	6,6	0,014	0,14

*Die Freiheitsgrade sind konstant für alle Faktoren und Faktorkombinationen für alle Bereiche $df_{\text{Zähler}} = 1$ und $df_{\text{Nenner}} = 39$.

Es zeigt sich, dass die Interaktion Angulation und Torque nur für die Bereiche 2, 4 und 5 signifikant ist; in dem Bereich 1 ist die Interaktion mit $p > 0,05$ nicht signifikant. In jedem Bereich ist sowohl ein Einfluss der Angulation als auch des Torques feststellbar. Die Interpretation der Interaktion „Angulation“ x „Torque“ erlaubt zwei Annahmen: Erstens ist es möglich,

dass die Interaktion zwischen Angulation und Torque, d.h. die Nichtannahme eines additiven Effekts beider Einflussgrößen, sich nur in dem niedrigen Drehmomentbereich stabil zeigt. Andererseits scheint es aber auch so zu sein, dass die Standardabweichung in den Bedingungen TM und AuT, welche in der Varianzanalyse der Hauptindikator für das Vorliegen eines Effektes ist, in den Bereichen 1 und 5 wesentlich höher ausfällt als in den Bereichen 2 und 4. Dass von den Bereichen 1 und 5 Bereich 5 eine signifikante Interaktion aufweist und Bereich 1 nicht, kann zudem der Tatsache geschuldet sein, dass das maximal anliegende Drehmoment in der TM und AuT für Bereich 5 niedriger gewesen ist. Dies würde beide zuvor gemachten Annahmen betreffen; mit abnehmendem Torque-Drehmoment sinkt einerseits die Standardabweichung für die Friktion und der Interaktionseffekt wird größer.

4.2.2 Auswertung der lokalen Bereiche

Es erfolgt die Auswertung der lokalen Bereiche hinsichtlich der Fragestellung 1. Mittelwerte und Standardabweichungen, die in den Bereichen jeweils gemessen wurden, zeigt die Tabelle 15, die Mittelwerte sind zusätzlich in Abbildung 58 abgebildet.

Tabelle 15: Mittelwerte und Standardabweichungen für alle Attachments (n= 40) über die in die lokalen Bereiche eingeteilte Laufstrecke, getrennt für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT dargestellt. Es werden einmal die Friktion und einmal das Drehmoment (für die Bedingungen NM und AM durch die Bedingung AuT geschätzt) abgebildet.

Bedingung	Bereich 1 (1,5 bis 2,5Nmm)		Bereich 2 (0,5 bis 1,5Nmm)		Bereich 4 (-0,5 bis -1,5Nmm)		Bereich 5 (-1,5 bis -2,5Nmm)		n
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	
Friktion [N]									
NM	0,26	0,40	0,26	0,41	0,25	0,38	0,26	0,37	40
AN	1,29	0,67	1,29	0,67	1,29	0,65	1,30	0,64	40
TM	2,02	0,84	0,67	0,52	0,69	0,80	1,87	1,24	40
AuT	2,81	0,88	1,68	0,69	1,57	0,89	2,41	1,17	40
Drehmoment [Nmm]									
NM	1,96*	0,06*	0,91*	0,06*	-0,93*	0,05*	-1,94*	0,06*	
AN	1,96*	0,06*	0,91*	0,06*	-0,93*	0,05*	-1,94*	0,06*	
TM	1,96	0,07	0,98	0,08	-1,01	0,08	-1,92	0,08	40
AuT	1,96	0,06	0,91	0,06	-0,93	0,05	-1,94	0,06	40

*Ein Torque-Drehmoment für NM und AM lag nicht an; für die graphische Abbildung wurde der Mittelwert der AuT-Bedingung übernommen.

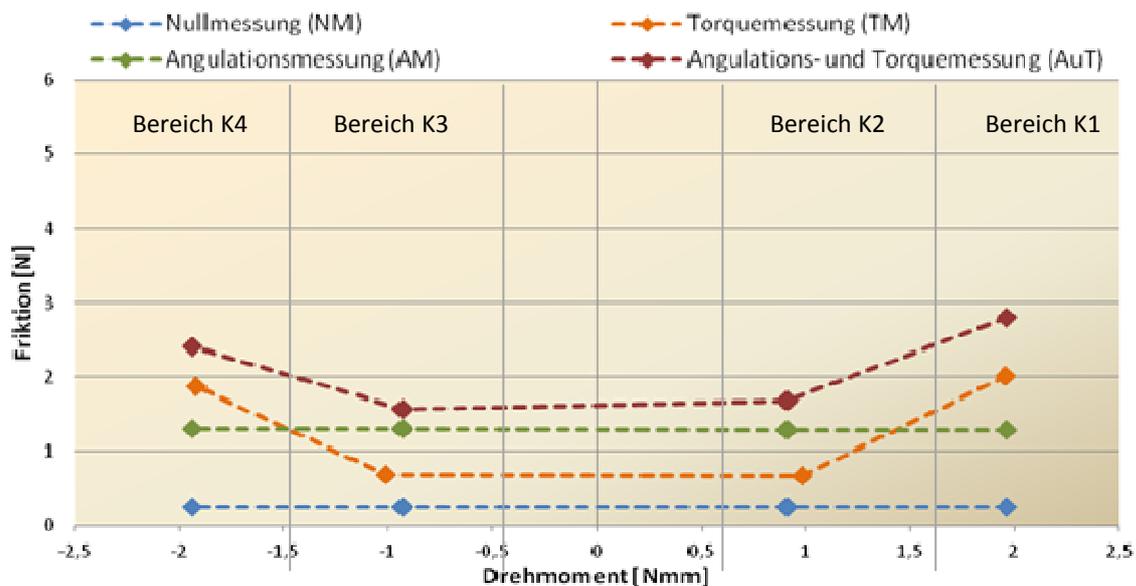


Abbildung 58: Mittlere Friktion, für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt. Die insg. 3186 Daten jeder Untersuchungsbedingung wurden bereinigt und in vier auswertungsrelevante, lokale Bereiche eingeteilt (vergleiche Abschnitt 3.5). Innerhalb jedes Bereichs wurde der Mittelwerte berechnet.

Auch hier wurde eine Varianzanalyse durchgeführt; die Ergebnisse sind in Tabelle 16 dargestellt. Auch hier sind die signifikanten Effekte wie in Abschnitt 4.2.1 markiert und werden der Reihenfolge nach besprochen.

Tabelle 16: Ergebnisse für die Varianzanalyse über die 16 Datenpunkte in den lokalen Bereichen. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben. Der rote Text gibt jeweils eine Interpretationshilfe für die Wertung des jeweiligen Effekts bzw. er ordnet den jeweiligen Effekt in den Untersuchungskontext ein. Sind einer Interaktion sog. Scheineffekte nachzuordnen, so ist diese Interaktion und der dazugehörige Scheineffekt mit demselben Buchstaben markiert.

Ebene	Faktoren	F-Wert*	p-Wert	η^2
Haupteffekte	Drehmoment 1 (Hoch vs. Niedrig) <i>Scheineffekt [2a]</i>	417,4	<0,001	0,92
	Drehmoment 2 (Links vs. Rechts)	1,2	0,273	0,03
	Angulation <i>Erwarteter Effekt [2]</i>	353,5	<0,001	0,90
	Torque <i>Erwarteter Effekt [2]</i>	274,7	<0,001	0,88
Interaktion 1. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2	3,8	0,058	0,09
	Drehmoment 1 x Angulation <i>Scheineffekt [1a]</i>	26,8	<0,001	0,41
	Drehmoment 2 x Angulation <i>Scheineffekt [3b]</i>	5,2	0,028	0,12
	Drehmoment 1 x Torque <i>Erwarteter Effekt [2a]</i>	430,9	<0,001	0,92
	Drehmoment 2 x Torque <i>Evtl. Scheineffekt [3a/b]</i>	1,2	0,275	0,03
	Angulation x Torque <i>Hypothese [1]</i>	16,2	<0,001	0,29
Interaktion 2. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation	1,4	0,242	0,04
	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Torque <i>Methode [3a]</i>	4,1	0,049	0,10
	Drehmoment 1 x Angulation x Torque <i>Hypothese [1a]</i>	28,6	<0,001	0,42
	Drehmoment 2 x Angulation x Torque <i>Methode [3b]</i>	6,8	0,013	0,15
Interaktion 3. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Torque	1,7	0,204	0,04

Hypothese [1 und 1a]: Es gibt hinsichtlich der Hauptfragestellung der Untersuchung in den lokalen Bereichen zwei signifikante Interaktionen: (1) Wie zuvor konnte auch hier eine Interaktion zwischen „Angulation“ und „Torque“ festgestellt werden, d.h. eine rein additive Wirkung beider Einflussgrößen kann verneint werden. Auch hier sind wie in Abschnitt 4.1.1 die Netto-Effekte für die Bedingungen AM, TM und AuT berechnet worden und werden in Abbildung 59 dargestellt. Auch hier bleiben die beobachteten Werte für alle vier Bedingungen unter denen, welche für die Addition der beiden Effekte „Angulation“ und „Torque“ theoretisch vorliegen müssten.

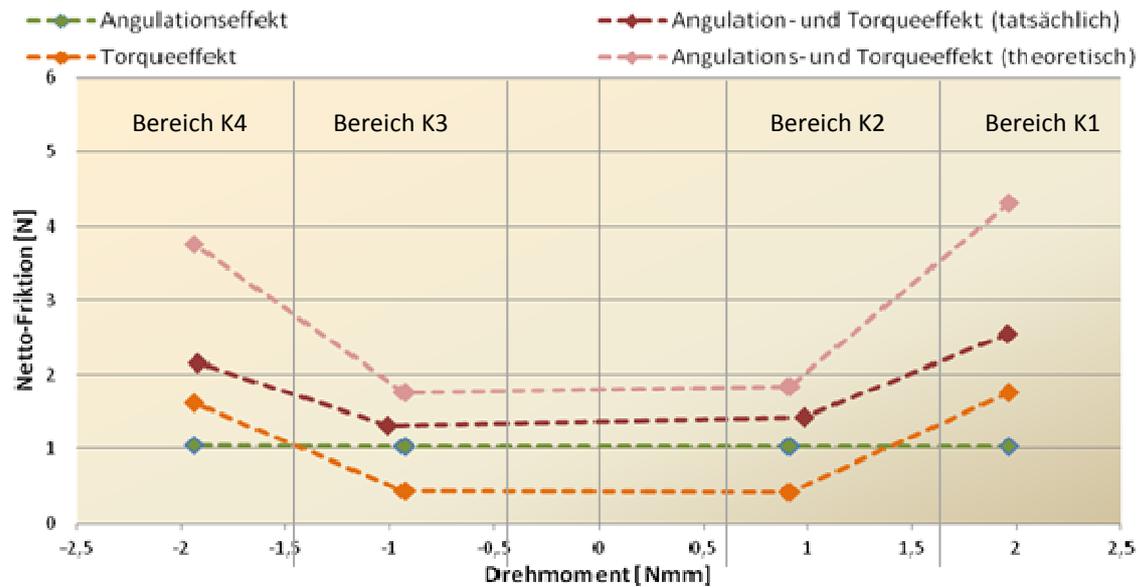


Abbildung 59: Netto-Friktion (Messung in der jeweiligen Bedingung AM, TM oder AuT minus NM), für die Untersuchungsbedingungen AM, TM und AuT getrennt dargestellt. Der additive Effekt von Angulation und Torque ist zur Verdeutlichung zusätzlich abgebildet [Angulations- und Torqueeffekt (theoretisch)].

(1a) Darüber hinaus gibt es aber auch eine Interaktion zwischen dem „Drehmoment 1“, der „Angulation“ und dem „Torque“. Dies äußert sich dadurch, dass die Friktion unter „Angulation“ in den Bereichen K2 und K3 höher ist als die Friktion nur unter „Torque“, wobei dies in den Bereichen K1 und K4 umgekehrt der Fall ist. Daraus resultiert zudem, dass die Abweichung in den Bereichen K1 und K4 von den theoretischen Werten für einen additiven Effekt beider Einflüsse stärker ausfällt als in den Bereichen K2 und K3. Die Abbildung 59 zeigt, dass die Friktion unter Torque erst ab einem anliegenden Moment von ca. $\pm 1,5$ Nmm den Einfluss der Angulation übersteigt.

Erwartete Effekte [2 und 2a]: Wie zuvor zeigten sich die Haupteffekte „Angulation“ und „Torque“, sowie die Interaktion zwischen „Drehmoment 1“ und „Torque“ signifikant. Auch hier liegt unter der Interaktion „Drehmoment 1“ x „Torque“ ein Haupteffekt für „Drehmoment 1“, welcher aber nicht in den lokalen Bereichen bestätigt werden kann: zwar gibt es einen Unterschied zwischen höheren und niedrigeren Drehmomenten in den Torquebedingungen, jedoch sind auch im lokalen Bereich die Werte für die Nullmessung und die Angulationsmessung über die kompletten Bereiche relativ linear.

Methode [3a und 3b]: Bezüglich der Asymmetrie der Friktionswerte, die schon für die globalen Bereiche beschrieben wurde, gab es auch hier die Interaktion zwischen „Drehmoment 1“ x „Drehmoment 2“ x „Torque“. Zusätzlich konnte auch eine Interaktion zwischen „Drehmo-

ment 2“ x „Angulation“ x „Torque“ beobachtet werden. Zunächst sind die Kurven aus der linken Hälfte zur besseren Interpretation nach rechts gespiegelt worden (Abbildung 60).

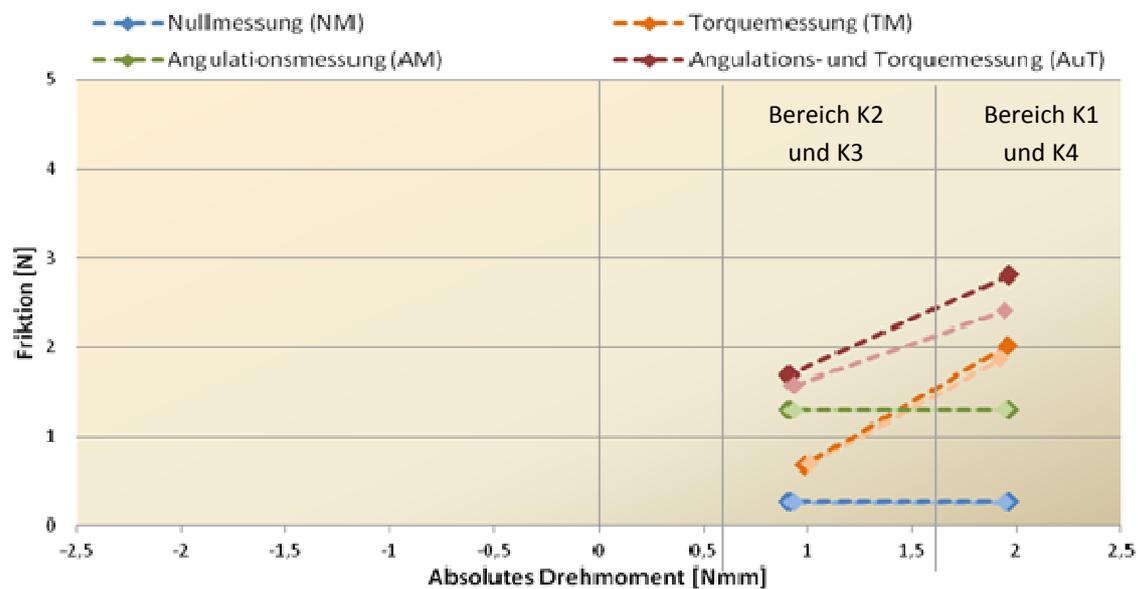


Abbildung 60: Abwandlung von Abbildung 59 (siehe dort); die Kurven der linken Seite wurden über die Abszisse auf die rechte Seite gespiegelt. Diese gespiegelten Kurven sind in der Darstellung heller.

Die Interpretation der Interaktionen ist dabei aber abweichend von der in Abschnitt 4.2.1, denn die absoluten Drehmomente scheinen innerhalb der lokalen Bereiche miteinander vergleichbar (K1 ist vergleichbar zu K4 und K2 scheint vergleichbar zu K3). Jedoch scheint es eine Diskrepanz zwischen der mittleren Friktion unter der Bedingung AuT für den Bereich K1 zu dem Bereich K4 zu geben. Dieser Unterschied scheint verantwortlich für die beiden zuvor genannten Interaktionen. Wie zuvor sind auch die darunter liegenden Effekte „Drehmoment 2“ x „Torque“ und „Drehmoment 2“ x „Angulation“ durch diese Abweichung zu erklären.

Post-Hoc-Analysen für die einzelnen Bereiche Auch für die vier lokalen Bereiche wurden für jeden Bereich separat Post-Hoc-Analysen durchgeführt, um das Vorliegen oder Nichtvorliegen der Interaktion für „Angulation“ und „Torque“ zu überprüfen. Es ergaben sich die in Tabelle 17 gezeigten Werte. Dabei zeigte sich die Interaktion für den Bereich 2 als nicht signifikant, für alle übrigen Werte war die Interaktion jedoch signifikant. In allen Bereichen lag die tatsächlich beobachtete Friktion in der Bedingung AuT unter einem additiven Effekt. In dem Bereich 2 war diese Abweichung in der Tat am geringsten und ist deswegen nicht signifikant ausgefallen. Zu berücksichtigen sind für die Bereiche K2 und K3 auch die niedrigeren Friktionenwerte unter der Torquebedingung, so dass davon ausgegangen werden kann, dass mit steigendem Torquemoment der Angulationseinfluss zunehmend überlagert wird.

Tabelle 17: Ergebnisse für die Varianzanalysen innerhalb der Messbereiche K1, K2, K3 und K4. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Messzeit zeit- punkt	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Bereich 1	Angulation	186,0	<0,001	0,83
	Torque	161,9	<0,001	0,81
	Angulation x Torque	6,4	0,015	0,14
Bereich 2	Angulation	281,3	<0,001	0,88
	Torque	47,6	<0,001	0,55
	Angulation x Torque	0,1	0,803	0,00
Bereich 4	Angulation	366,9	<0,001	0,90
	Torque	31,0	<0,001	0,44
	Angulation x Torque	9,1	0,005	0,19
Bereich 5	Angulation	344,3	<0,001	0,90
	Torque	112,6	<0,001	0,74
	Angulation x Torque	33,9	<0,001	0,47

*Die Freiheitsgrade sind konstant für alle Faktoren und Faktorkombinationen für alle Bereiche $df_{\text{Zähler}} = 1$ und $df_{\text{Nenner}} = 39$.

4.2.3 Zusammenfassung zur Fragestellung 2

Es wurde eine Friktionszunahme unter Angulation und Torque über alle Untersuchungsbedingungen beobachtet. Mit steigendem Torque-Drehmoment stieg die Friktion signifikant an. Bei kleinen anliegenden Torque-Drehmomenten war der Einfluss der Angulation größer als der Einfluss von Torque; bei steigendem Torque-Drehmoment kehrte sich der Einfluss hingegen um.

Insgesamt konnte kein additiver Effekt von Angulation und Torque angenommen werden. Deskriptiv zeigte sich, dass mit steigendem Torsionsmoment der gemeinsame Einfluss von Angulation und Torque lediglich beinahe genauso groß war wie unter Torqueeinfluss alleine. In den Analysen gab es eher Hinweise auf keine reine Additivität in einem mittleren Drehmomentbereich. Des Weiteren gab es Effekte, welche auf die Methode zurück zu führen sind. Zum einen war im hinteren Bereich der Laufstrecke ein im Mittel niedrigeres Drehmoment in den Bedingungen TM und AuT beobachtet worden als im vorderen Teil. Zum anderen lag in zwei der lokalen Bereiche eine Abweichung innerhalb der Bedingung AuT vor (zwischen zwei vergleichbaren Bereichen).

4.3 Fragestellung 3: Hat der Attachmenttyp einen zusätzlichen Einfluss auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque in Bezug auf die Friktion (n= 40)?

4.3.1 Varianzanalyse unter Berücksichtigung des Attachmenttyps (Tube, Brackets: konventionell, selbstlig. aktiv, selbstlig. passiv)

Um zu überprüfen, ob die in vier Gruppen eingeteilten Prüfkörper (Tube, konventionelle Brackets, aktiv selbstligierende Brackets, passiv selbstligierende Brackets) sich in Bezug auf eine oder mehrere der in dem Abschnitt 4.2 untersuchten Variablen unterscheiden, wurde in die ANOVA als zusätzliche Variable die Gruppenzugehörigkeit jedes Attachments eingeschlossen. Dabei wurden die zu den Abschnitten 4.2 redundanten Vergleiche (Vergleiche über den gesamten Probenumfang ohne Gruppenfaktor) nicht noch einmal dargestellt, da sich die Effekte nur marginal von denen in Abschnitt 4.2 geschilderten unterscheiden. Alle Faktorkombinationen aus der so resultierenden Varianzanalyse, in denen der Faktor Gruppe enthalten war, zeigt die Tabelle 18. Dabei wurden drei signifikante Ergebnisse gefunden: Der Faktor „Gruppe“ erwies sich allein als signifikant, was bedeutet, dass sich die mittlere Friktion über alle Untersuchungsbedingungen zwischen mindestens zwei der Gruppen unterscheidet. Die Interaktion zwischen dem Drehmoment 2 und dem Faktor Gruppe zeigte sich ebenfalls signifikant, ebenso wie die darüber liegende Interaktion „Drehmoment 2“ x „Torque“ x „Gruppe“. Dabei kann die erste Interaktion hinter der zweiten wiederum ein Scheineffekt sein, ebenso wie der Haupteffekt des Gruppenfaktors.

Um diese Effekte besser zu verstehen, werden im Folgenden die Gruppen individuell deskriptiv und inferenzstatistisch untersucht.

Tabelle 18: ANOVA aus Fragestellung 2 um den Faktor „Gruppe“ erweitert. Abgebildet sind die Daten aus den Haupteffekten und Interaktionen, bei denen eine Beteiligung des Faktors „Gruppe“ vorliegt.

Ebene	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Haupteffekt	Gruppe (Tube, Brackets: konventionell, selbstlig. aktiv, selbstlig. passiv)	4,7	0,007	0,28
Interaktion 1. Grades	Drehmoment 1 [hoch vs. niedrig] x Gruppe	0,6	0,638	0,05
	Drehmoment 2 [links vs. rechts] x Gruppe	3,4	0,028	0,22
	Angulation x Gruppe	0,3	0,861	0,02
	Torque x Gruppe	0,8	0,501	0,06
Interaktion 2. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Gruppe	1,1	0,369	0,08
	Drehmoment 1 x Angulation x Gruppe	0,7	0,553	0,06
	Drehmoment 2 x Angulation x Gruppe	1,5	0,232	0,11
	Drehmoment 1 x Torque x Gruppe	0,6	0,634	0,05
	Drehmoment 2 x Torque x Gruppe	3,5	0,025	0,23
	Angulation x Torque x Gruppe	2,7	0,058	0,19
Interaktion 3. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Gruppe	0,2	0,891	0,02
	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Torque x Gruppe	1,1	0,343	0,09
	Drehmoment 1 x Angulation x Torque x Gruppe	0,7	0,579	0,05
	Drehmoment 2 x Angulation x Torque x Gruppe	1,9	0,146	0,14
Interaktion 4. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Torque x Gruppe	0,2	0,922	0,01

Zunächst wurde die ANOVA für die vier einzelnen Bereiche separat wiederholt (Tabelle 19). Dabei ist zu erkennen, dass die Interaktion der Gruppe mit den weiteren Faktoren in den einzelnen Bereichen unterschiedlich ausgefallen ist. Die Interaktion zwischen „Angulation“ x „Torque“ mit der Gruppe zeigte sich in den Bereichen mit einem niedrigen Torque-Drehmoment signifikant, in den beiden Bereichen mit dem hohen Torque-Drehmoment hingegen nicht. Dabei fielen auch die zugehörigen Effektstärken in den niedrigen Bereichen deutlich höher aus. Dies bedeutet, dass sich in dem Interaktionsverhalten Angulation und Torque ein Unterschied für die Gruppen zeigt, d.h. dass der Effekt der Nicht-Additivität (wie in Abschnitt 4.2 gezeigt) im niedrigen Drehmomentbereich nicht für alle Attachmentgruppen gleich gilt. Ansonsten gibt es einen Interaktionseffekt für „Torque“ und „Gruppe“ in Bereich 4 und für „Angulation“ und „Gruppe“ in Bereich 2, wobei beide Interaktionseffekte auch hinter der zuvor genannten Interaktion liegen können. Ein Gruppenunterschied zeigte sich für die Bereiche 2, 3 und 4, wobei auch hier unklar ist, in wie weit diese Effekte auf die hö-

herliegenden Interaktionen zurück zu führen sind. Um die Effekte besser zu interpretieren, werden Analysen innerhalb jeder Gruppe für die Faktoren aus 4.2 durchgeführt.

Tabelle 19: Ergebnisse für die Varianzanalysen innerhalb der Messbereiche 1, 2, 4 und 5. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Messzeit zeit- punkt	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Bereich 1	Angulation	40,5	<0,001	0,53
	Torque	370,6	<0,001	0,91
	Gruppe	1,8	0,169	0,13
	Angulation x Gruppe	0,2	0,928	0,01
	Torque x Gruppe	0,3	0,836	0,02
	Angulation x Torque	1,9	0,180	0,05
	Angulation x Torque x Gruppe	1,5	0,231	0,11
Bereich 2	Angulation	251,9	<0,001	0,88
	Torque	247,5	<0,001	0,87
	Gruppe	3,5	0,026	0,22
	Angulation x Gruppe	3,5	0,026	0,22
	Torque x Gruppe	1,3	0,302	0,10
	Angulation x Torque	2,0	0,163	0,05
	Angulation x Torque x Gruppe	4,2	0,011	0,26
Bereich 4	Angulation	270,7	<0,001	0,88
	Torque	207,7	<0,001	0,85
	Gruppe	12,9	<0,001	0,52
	Angulation x Gruppe	1,0	0,390	0,08
	Torque x Gruppe	5,4	0,003	0,31
	Angulation x Torque	25,9	<0,001	0,42
	Angulation x Torque x Gruppe	4,1	0,013	0,25
Bereich 5	Angulation	41,5	<0,001	0,54
	Torque	323,6	<0,001	0,90
	Gruppe	4,0	0,014	0,25
	Angulation x Gruppe	0,1	0,932	0,01
	Torque x Gruppe	1,4	0,258	0,11
	Angulation x Torque	6,4	0,016	0,15
	Angulation x Torque x Gruppe	1,7	0,186	0,12

4.3.2 Fragestellung 3a: Wie wirken sich Angulation und Torque, wenn sie gleichzeitig anliegen, auf die Friktion bei Tubes aus (n= 8)?

Zunächst sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der in die vier Bereiche eingeteilten Drehmomente für die Tubes in Tabelle 20 gezeigt. Eine graphische Darstellung der Mittelwerte bietet Abbildung 61.

Tabelle 20: Mittelwerte und Standardabweichungen für alle Tubes (n= 8) über die in Bereiche eingeteilte Laufstrecke, getrennt für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt, einmal für die Friktion und einmal für das Drehmoment (für die Bedingungen NM und AM durch die Bedingung AuT geschätzt).

Bedingung	Bereich 1		Bereich 2		Bereich 4		Bereich 5		n
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	
Friktion [N]									
NM	0,09	0,06	0,10	0,07	0,10	0,06	0,11	0,07	8
AN	0,88	0,12	0,85	0,08	0,90	0,08	0,91	0,08	8
TM	7,69	1,82	2,40	0,86	1,88	0,63	6,41	1,59	8
AuT	8,66	2,53	3,15	1,20	2,43	0,56	7,02	1,59	8
Drehmoment [Nmm]									
NM	6,33*	0,12*	2,40*	0,11*	-2,45*	0,06*	-5,83*	0,44*	
AN	6,33*	0,12*	2,40*	0,11*	-2,45*	0,06*	-5,83*	0,44*	
TM	6,34	0,10	2,25	0,11	-2,37	0,16	-5,84	0,44	8
AuT	6,33	0,12	2,40	0,11	-2,45	0,06	-5,83	0,44	8

*Ein Torque-Drehmoment für NM und AM lag nicht an; für die graphische Abbildung wurde der Mittelwert der AuT-Bedingung übernommen.

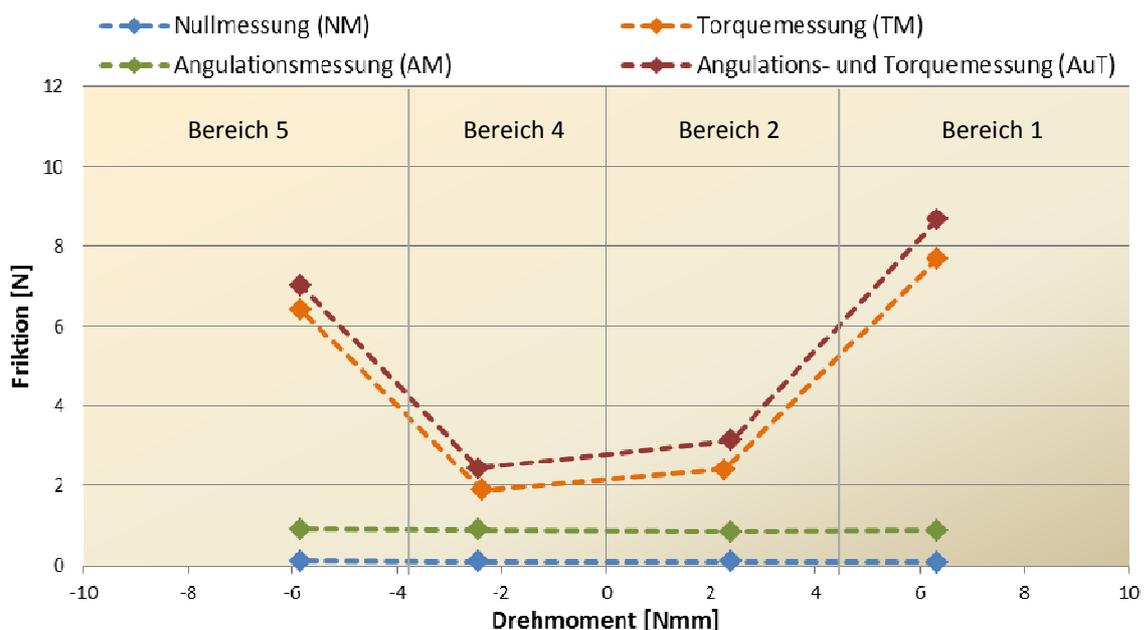


Abbildung 61: Mittlere Friktion für die acht Tubes, für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt. Die insgesamt 3186 Daten jeder Untersuchungsbedingung wurden bereinigt und in vier auswertungsrelevante, globale Bereiche eingeteilt (vergleiche Abschnitt 3.5). Innerhalb jedes Bereichs wurde der Mittelwert berechnet.

Dabei wurde erneut eine Varianzanalyse für die Faktoren „Drehmoment 1“ x „Drehmoment 2“ x „Angulation“ x „Torque“ berechnet; die Ergebnisse zeigt die Tabelle 21.

Tabelle 21: Ergebnisse für die Varianzanalyse über die 16 Datenpunkte in den globalen Bereichen. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Ebene	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Haupteffekte	Drehmoment 1 (Hoch vs. Niedrig)	215,1	<0,001	0,97
	Drehmoment 2 (Links vs. Rechts)	3,4	0,108	0,33
	Angulation	36,5	0,001	0,84
	Torque	159,5	<0,001	0,96
Interaktion 1. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2	2,6	0,150	0,27
	Drehmoment 1 x Angulation	0,3	0,614	0,04
	Drehmoment 2x Angulation	0,5	0,486	0,07
	Drehmoment 1 x Torque	217,4	<0,001	0,97
	Drehmoment 2x Torque	3,6	0,099	0,34
	Angulation x Torque	0,1	0,751	0,02
Interaktion 2. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation	0,7	0,431	0,09
	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Torque	2,5	0,159	0,26
	Drehmoment 1 x Angulation x Torque	0,2	0,676	0,03
	Drehmoment 2 x Angulation x Torque	0,8	0,392	0,11
Interaktion 3. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Torque	0,3	0,586	0,05

Dabei konnte bei den Tubes keine Interaktion zwischen „Angulation“ und „Torque“ nachgewiesen werden, weshalb ein additiver Effekt von Angulation und Torque nicht auszuschließen ist. Es zeigten sich nach wie vor die Effekte „Angulation“ sowie die Interaktion „Drehmoment 1“ und „Torque“ und der Haupteffekt „Torque“, welches die erwarteten friktionssteigernden Effekte der beiden Kräfte zeigt. Der Haupteffekt „Drehmoment 1“ verbirgt sich auch hier wieder hinter dem Interaktionseffekt „Torque“ und „Drehmoment 1“.

Die Tabelle 22 zeigt die Werte der ANOVA für die einzelnen Bereiche und es fällt auf, dass sich ebenfalls in keinem Bereich die Interaktion „Angulation“ und „Torque“ signifikant darstellt, d.h. die Additivität von Angulation und Torque kann für die Tubes nicht ausgeschlossen werden.

Tabelle 22: Ergebnisse für die Varianzanalysen innerhalb der Messbereiche 1, 2, 4 und 5. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Messzeitzeitpunkt	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Bereich 1	Angulation	9,7	0,017	0,58
	Torque	108,9	<0,001	0,94
	Angulation x Torque	0,1	0,731	0,02
Bereich 2	Angulation	29,5	0,001	0,81
	Torque	42,7	<0,001	0,86
	Angulation x Torque	0,0	0,969	<0,01
Bereich 4	Angulation	141,4	<0,001	0,95
	Torque	67,3	<0,001	0,91
	Angulation x Torque	5,2	0,056	0,43
Bereich 5	Angulation	31,2	0,001	0,82
	Torque	131,5	<0,001	0,95
	Angulation x Torque	0,8	0,394	0,11

4.3.3 Fragestellung 3b: Wie wirken sich Angulation und Torque, wenn sie gleichzeitig anliegen, auf die Friktion bei konventionellen Brackets aus (n= 14)?

Für die konventionellen Brackets sind die Mittelwerte und Standardabweichungen gemäß der Basisanalyse aus Abschnitt 4.2 in Tabelle 23 und die Mittelwerte in Abbildung 62 graphisch dargestellt.

Tabelle 23: Mittelwerte und Standardabweichungen für die konventionellen Brackets (n= 14) über die in Bereiche Laufstrecke, getrennt für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt, einmal für die Friktion und einmal für den Drehmoment (für die Bedingungen NM und AM durch die Bedingung AuT geschätzt).

Bedingung	Bereich 1		Bereich 2		Bereich 4		Bereich 5		n
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	
	Friktion [N]								
NM	0,10	0,10	0,10	0,10	0,11	0,10	0,12	0,10	14
AN	1,03	0,38	1,04	0,37	1,05	0,37	1,06	0,37	14
TM	8,91	2,59	2,85	1,09	2,39	0,88	7,26	2,09	14
AuT	9,44	2,37	3,42	0,88	3,04	1,14	7,99	1,77	14
	Drehmoment [Nmm]								
NM	6,38*	0,14*	2,41*	0,14*	-2,49*	0,10*	-5,80*	0,21*	
AN	6,38*	0,14*	2,41*	0,14*	-2,49*	0,10*	-5,80*	0,21*	
TM	6,35	0,14	2,28	0,11	-2,43	0,10	-5,78	0,23	14
AuT	6,38	0,14	2,41	0,14	-2,49	0,10	-5,80	0,21	14

*Ein Torque-Drehmoment für NM und AM lag nicht an; für die graphische Abbildung wurde der Mittelwert der AuT-Bedingung übernommen.

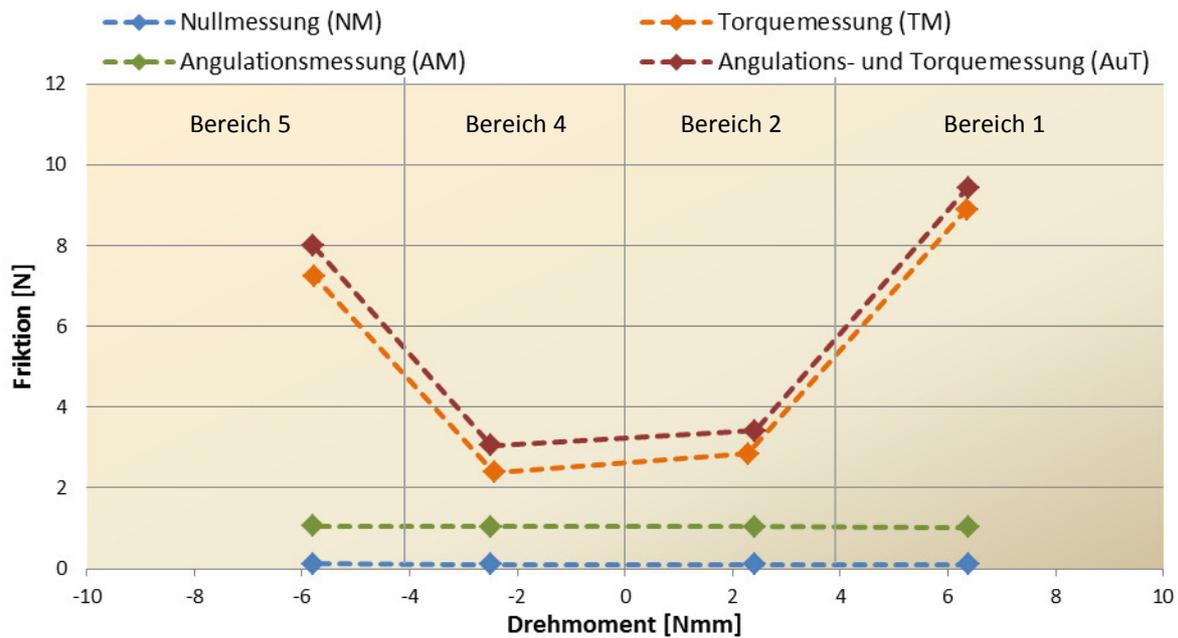


Abbildung 62: Mittlere Friktion für die 14 konventionellen Brackets, für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt. Die insgesamt 3186 Daten jeder Untersuchungsbedingung wurden bereinigt und in vier auswertungsrelevante, globale Bereiche eingeteilt (vergleiche Abschnitt 3.5). Innerhalb jedes Bereichs wurde der Mittelwert berechnet.

Die ANOVA für die konventionellen Brackets (Tabelle 24) wies ebenfalls keinen Interaktionseffekt zwischen Angulation und Torque auf. Es zeigten sich wie bisher immer alle erwarteten Effekte („Angulation“, „Torque“, „Drehmoment 1“ und „Torque“) sowie der damit zusammenhängende Scheineffekt für „Drehmoment 1“. Darüber hinaus zeigte sich bei den konventionellen Brackets der „Symmetrieeffekt“ (Abschnitt 4.2) als Interaktion zwischen „Drehmoment 1“ x „Drehmoment 2“ x „Torque“, als Interaktion „Drehmoment 2“ x „Torque“ und als Haupteffekt „Drehmoment 2“, wobei die letzten beiden auch wieder hinter der erstgenannten Interaktion liegende Scheineffekte sein können. Die Asymmetrie kann wie zuvor in Abschnitt 4.2 erklärt werden.

Tabelle 24: Ergebnisse für die Varianzanalyse über die 16 Datenpunkte. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Ebene	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Haupteffekte	Drehmoment 1 (Hoch vs. Niedrig)	199,4	<0,001	0,94
	Drehmoment 2 (Links vs. Rechts)	11,9	0,004	0,48
	Angulation	59,0	<0,001	0,82
	Torque	232,3	<0,001	0,95
Interaktion 1. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2	29,0	<0,001	0,69
	Drehmoment 1 x Angulation	0,0	0,931	0,00
	Drehmoment 2x Angulation	0,5	0,501	0,04
	Drehmoment 1 x Torque	201,1	<0,001	0,94
	Drehmoment 2x Torque	12,5	0,004	0,49
	Angulation x Torque	2,2	0,159	0,15
Interaktion 2. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation	0,3	0,577	0,03
	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Torque	30,4	<0,001	0,70
	Drehmoment 1 x Angulation x Torque	0,0	0,933	0,00
	Drehmoment 2 x Angulation x Torque	0,5	0,508	0,03
Interaktion 3. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Torque	0,2	0,630	0,02

Die Varianzanalysen der einzelnen Bereiche sind in der Tabelle 25 gezeigt. Dabei konnte eine Interaktion zwischen Angulation und Torque nur in dem Bereich 4 gezeigt werden. In den anderen drei Bereichen konnte eine Additivität der Effekte nicht ausgeschlossen werden.

Tabelle 25: Ergebnisse für die Varianzanalysen innerhalb der Messbereiche 1, 2, 4 und 5. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Messzeitzeitpunkt	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Bereich 1	Angulation	18,5	0,001	0,59
	Torque	195,6	<0,001	0,94
	Angulation x Torque	1,1	0,304	0,08
Bereich 2	Angulation	58,2	<0,001	0,82
	Torque	116,2	0,000	0,90
	Angulation x Torque	3,8	0,072	0,23
Bereich 4	Angulation	58,8	<0,001	0,82
	Torque	96,8	<0,001	0,88
	Angulation x Torque	5,1	0,042	0,28
Bereich 5	Angulation	28,3	<0,001	0,69
	Torque	244,8	<0,001	0,95
	Angulation x Torque	0,4	0,560	0,03

4.3.4 Fragestellung 3c: Wie wirken sich Angulation und Torque, wenn sie gleichzeitig anliegen, auf die Friktion bei aktiv selbstligierenden Brackets aus (n= 11)?

Bei den aktiv selbstligierenden Brackets zeigten sich für die vier Bereiche die in Tabelle 26 abgebildeten Mittelwerte und Standardabweichungen; in Abbildung 63 sind die Mittelwerte noch einmal graphisch veranschaulicht.

Tabelle 26: Mittelwerte und Standardabweichungen für die aktiv selbstligierenden Brackets (n= 11) über die in Bereiche eingeteilte Laufstrecke, getrennt für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt, einmal für die Friktion und einmal für das Drehmoment (für die Bedingungen NM und AM durch die Bedingung AuT geschätzt).

Bedingung	Bereich 1		Bereich 2		Bereich 4		Bereich 5		n
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	
Friktion [N]									
NM	0,70	0,52	0,70	0,55	0,69	0,51	0,72	0,53	11
AN	2,11	0,72	2,10	0,73	2,08	0,67	2,11	0,67	11
TM	10,11	4,43	3,04	0,91	4,20	1,79	9,79	4,60	11
AuT	10,22	3,11	3,84	0,99	4,63	1,40	9,75	3,24	11
Drehmoment [Nmm]									
NM	6,39*	0,24*	2,35*	0,14*	-2,51*	0,09*	-5,32*	0,40*	
AN	6,39*	0,24*	2,35*	0,14*	-2,51*	0,09*	-5,32*	0,40*	
TM	6,40	0,27	2,54	0,11	-2,37	0,13	-5,29	0,43	11
AuT	6,39	0,24	2,35	0,14	-2,51	0,09	-5,32	0,40	11

*Ein Torque-Drehmoment für NM und AM lag nicht an; für die graphische Abbildung wurde der Mittelwert der AuT-Bedingung übernommen.

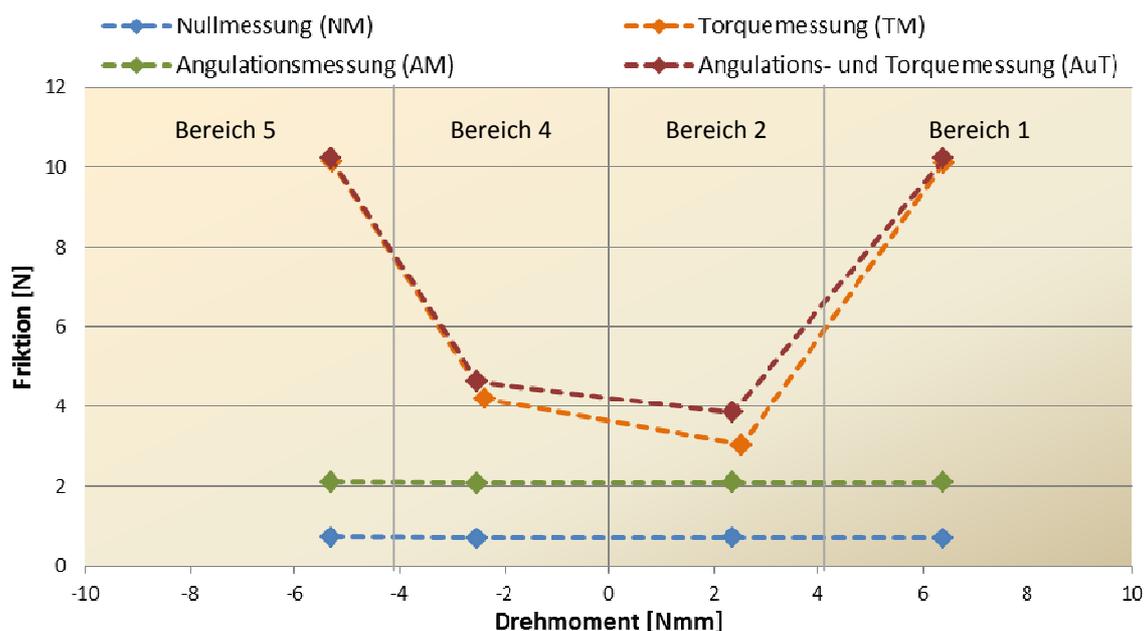


Abbildung 63: Mittlere Friktion für die 11 aktiv selbstligierenden Brackets, für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt. Die insgesamt 3186 Daten jeder Untersuchungsbedingung wurden bereinigt und in vier auswertungsrelevante, globale Bereiche eingeteilt (vergleiche Abschnitt 3.5). Innerhalb jedes Bereichs wurde der Mittelwert berechnet.

Die Varianzanalyse über alle Bereiche zeigt die in Tabelle 27 abgebildeten Ergebnisse. Dabei waren hier über alle Bereiche Angulation und Torque als nicht-additiv zueinander anzunehmen. Auch die erwarteten Effekte („Angulation“, „Torque“ sowie die Interaktion „Drehmoment 1“ und „Torque“) ließen sich ebenfalls für die aktiv selbstligierenden Brackets nachweisen, ebenso wie der dahinter liegende Scheineffekt für das „Drehmoment 1“. Auch hier zeigte sich der Symmetrieeffekt in den Interaktionen „Drehmoment 1“ x „Drehmoment 2“ x „Torque“ und „Drehmoment 1“ x „Drehmoment 2“.

Tabelle 27: Ergebnisse für die Varianzanalyse über die 16 Datenpunkte. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Ebene	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Haupteffekte	Drehmoment 1 (Hoch vs. Niedrig)	58,3	<0,001	0,85
	Drehmoment 2 (Links vs. Rechts)	0,4	0,527	0,04
	Angulation	36,0	<0,001	0,78
	Torque	76,0	<0,001	0,88
Interaktion 1. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2	6,8	0,026	0,41
	Drehmoment 1 x Angulation	1,7	0,223	0,14
	Drehmoment 2x Angulation	1,3	0,285	0,11
	Drehmoment 1 x Torque	59,5	<0,001	0,86
	Drehmoment 2x Torque	0,4	0,529	0,04
	Angulation x Torque	9,5	0,012	0,49
Interaktion 2. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation	0,2	0,707	0,02
	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Torque	7,7	0,020	0,44
	Drehmoment 1 x Angulation x Torque	1,6	0,238	0,14
	Drehmoment 2 x Angulation x Torque	1,2	0,300	0,11
Interaktion 3. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Torque	0,2	0,683	0,02

Die Analyse innerhalb der einzelnen Bereiche wird in der Tabelle 28 zusammengefasst. Dabei zeigte sich die Interaktion zwischen Angulation und Torque in den Bereichen 2, 4 und 5 signifikant. Ebenso legt die Effektstärke von $\eta^2 = 0,30$ in Bereich 1 einen solchen Effekt nahe. Eine Additivität der Friktionswerte unter dem Einfluss von Torque und Angulation kann für aktiv selbstligierende Brackets sicher ausgeschlossen werden.

Tabelle 28: Ergebnisse für die Varianzanalysen innerhalb der Messbereiche 1, 2, 4 und 5. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Messzeit zeit- punkt	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Bereich 1	Angulation	7,0	0,024	0,41
	Torque	68,4	<0,001	0,87
	Angulation x Torque	4,2	0,067	0,30
Bereich 2	Angulation	86,8	<0,001	0,90
	Torque	74,6	<0,001	0,88
	Angulation x Torque	13,1	0,005	0,57
Bereich 4	Angulation	102,9	<0,001	0,91
	Torque	63,2	<0,001	0,86
	Angulation x Torque	14,9	0,003	0,60
Bereich 5	Angulation	7,3	0,022	0,42
	Torque	59,3	<0,001	0,86
	Angulation x Torque	6,2	0,032	0,38

4.3.5. Fragestellung 3d: Wie wirken sich Angulation und Torque, wenn sie gleichzeitig anliegen, auf die Friktion bei passiv selbstligierenden Brackets aus (n= 7)?

Letztlich wurden die Analysen auch für die passiv selbstligierenden Brackets durchgeführt. Die deskriptiven Daten zeigt Tabelle 29, Mittelwerte sind in Abbildung 64 graphisch dargestellt.

Tabelle 29: Mittelwerte und Standardabweichungen für die passiv selbstligierenden Brackets (n= 7) über die in Bereiche eingeteilte Laufstrecke, getrennt für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt, einmal für die Friktion und einmal für das Drehmoment (für die Bedingungen NM und AM durch die Bedingung AuT geschätzt).

Bedingung	Bereich 1		Bereich 2		Bereich 4		Bereich 5		n
	M	SD	M	SD	M	SD	M	SD	
Friktion [N]									
NM	0,05	0,05	0,05	0,04	0,05	0,04	0,06	0,04	7
AN	1,00	0,11	1,00	0,10	1,04	0,14	1,01	0,11	7
TM	8,47	2,48	2,71	1,03	1,77	0,53	8,48	2,48	7
AuT	9,42	2,27	4,06	1,38	2,44	0,56	9,43	2,27	7
Drehmoment [Nmm]									
NM	6,44*	0,12*	2,41*	0,10*	-2,50*	0,09*	-5,81*	0,25*	
AN	6,44*	0,12*	2,41*	0,10*	-2,50*	0,09*	-5,81*	0,25*	
TM	6,43	0,09	2,31	0,12	-2,37	0,09	-5,76	0,28	7
AuT	6,44	0,12	2,41	0,10	-2,50	0,09	-5,81	0,25	7

* Ein Torque-Drehmoment für NM und AM lag nicht an; für die graphische Abbildung wurde der Mittelwert der AuT-Bedingung übernommen.

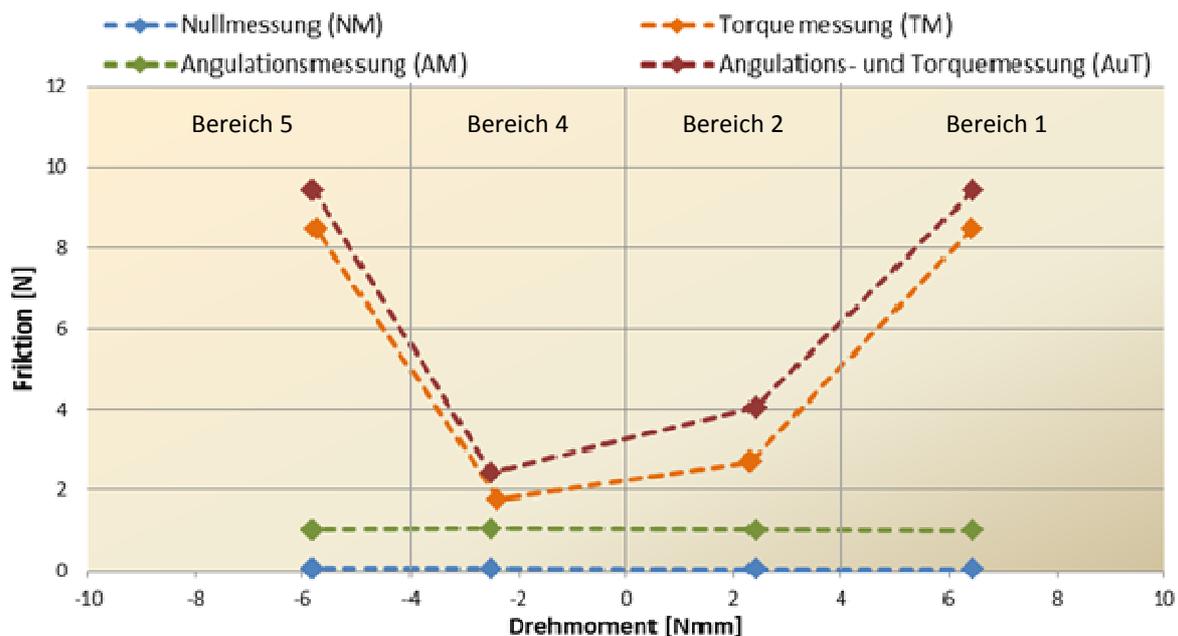


Abbildung 64: Mittlere Friktion für die sieben passiv selbstligierenden Brackets, für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt. Die insgesamt 3186 Daten jeder Untersuchungsbedingung wurden bereinigt und in vier auswertungsrelevante, globale Bereiche eingeteilt (vergleiche Abschnitt 3.5). Innerhalb jedes Bereichs wurde der Mittelwerte berechnet.

Die ANOVA für die passiv selbstligierenden Brackets ist in Tabelle 30 abgebildet. Dabei zeigte sich hier keine Interaktion zwischen „Angulation“ und „Torque“. Es zeigte sich jedoch eine Interaktion zwischen „Angulation“, „Torque“ und dem „Drehmoment 2“, was bedeutet, dass der Interaktionseffekt respektive die Annahme der „Nicht-Additivität“ im Rechts-Links-Vergleich (pos. / neg. Torque-Drehmomentbereich) unterschiedlich ist. Dieser Effekt kann durch die folgenden Analysen der einzelnen Bereiche besser beleuchtet werden (s.u.).

Auch bei den passiv selbstligierenden Brackets zeigten sich die erwarteten Effekte für „Angulation“, „Torque“ und für „Drehmoment 1“ und „Torque“ sowie der damit verbundene Scheineffekt für „Drehmoment 1“. Vermutlich liegen hier unter dem speziellen Symmetrieeffekt „Angulation“ x „Torque“ x „Drehmoment 2“ weitere Effekte – die Interaktion „Drehmoment 2“ x „Torque“, „Drehmoment 2“ und „Angulation“ sowie der Haupteffekt „Drehmoment 2“.

Tabelle 30: Ergebnisse für die Varianzanalyse über die 16 Datenpunkte. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Ebene	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Haupteffekte	Drehmoment 1 (Hoch vs. Niedrig)	105,1	<0,001	0,95
	Drehmoment 2 (Links vs. Rechts)	22,7	0,003	0,79
	Angulation	30,2	0,002	0,83
	Torque	81,7	<0,001	0,93
Interaktion 1. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2	0,9	0,388	0,13
	Drehmoment 1 x Angulation	0,3	0,617	0,04
	Drehmoment 2x Angulation	9,5	0,021	0,61
	Drehmoment 1 x Torque	104,3	<0,001	0,95
	Drehmoment 2x Torque	22,6	0,003	0,79
	Angulation x Torque	0,2	0,682	0,03
Interaktion 2. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation	0,2	0,700	0,03
	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Torque	1,1	0,337	0,15
	Drehmoment 1 x Angulation x Torque	0,3	0,603	0,05
	Drehmoment 2 x Angulation x Torque	13,2	0,011	0,69
Interaktion 3. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Torque	0,1	0,786	0,01

Die Analysen der einzelnen Bereiche zeigt die Tabelle 31. Hier wird der Symmetrieeffekt zwischen der Interaktion Angulation und Torque deutlich: während in dem Bereich 4 eine solche Interaktion besteht und im Bereich 5 immerhin eine große Effektstärke für die Interaktion

von Angulation und Torque vorliegt, liegt in den Bereichen 2 und 1 im Vergleich dazu kein signifikanter Effekt und auch keine jeweils vergleichbar hohe Effektstärke vor. Hier ist demnach eine Additivität der Kräfte nicht auszuschließen.

Tabelle 31: Ergebnisse für die Varianzanalysen innerhalb der Messbereiche 1, 2, 4 und 5. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Messzeit zeit- punkt	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Bereich 1	Angulation	9,2	0,023	0,61
	Torque	98,3	<0,001	0,94
	Angulation x Torque	0,0	0,997	0,00
Bereich 2	Angulation	182,8	<0,001	0,97
	Torque	38,7	0,001	0,87
	Angulation x Torque	3,6	0,108	0,37
Bereich 4	Angulation	189,1	<0,001	0,97
	Torque	70,1	<0,001	0,92
	Angulation x Torque	13,2	0,011	0,69
Bereich 5	Angulation	4,2	0,087	0,41
	Torque	75,6	<0,001	0,93
	Angulation x Torque	0,9	0,368	0,14

4.3.6 Zusammenfassung der Fragestellung 3

Die Abbildung 65 fasst die graphisch veranschaulichten Mittelwerte der verschiedenen Attachmenttypen (Tube, Brackets: konventionell, selbstligierend aktiv und passiv) nochmals optisch zusammen.

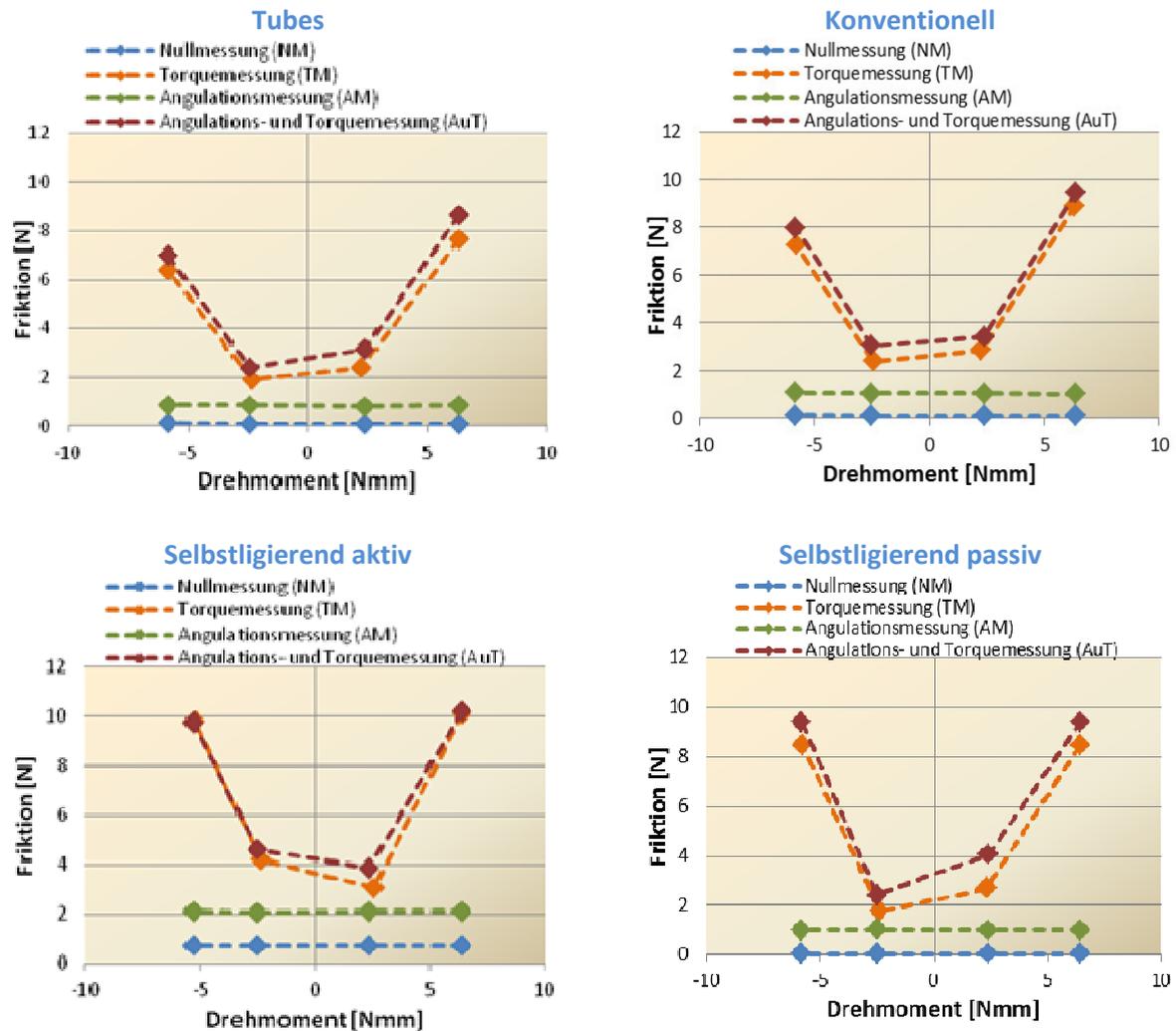


Abbildung 65: Mittlere Friktion für die jeweiligen Attachmenttypen zusammengefasst

Für sämtliche Attachments konnte eine signifikante Friktionszunahme unter Angulation und Torque nachgewiesen werden. Auch hier zeigte sich der erhebliche Einfluss von Torque auf die Friktion in Abhängigkeit zum Torsionsmoment. Die aktiv selbstligierenden Brackets wiesen im Mittel die höchsten Reibungswerte auf, beispielsweise für die Angulationsbedingung im deskriptiven Vergleich zu den übrigen Gruppen um das Doppelte erhöht. Die niedrigsten Werte konnten für Tubes, gefolgt von und konventionellen und passiv selbstligierenden Brackets ermittelt werden. Zusammenfassend betrachtet, lagen die gemessenen Friktionswerte für die Bedingung AuT oberhalb derer für AM oder TM, jedoch konnte ein additives Verhältnis der Kräfte einzig für die aktiv selbstligierenden Brackets sicher ausgeschlossen werden. Des Weiteren gab es auch hier Effekte, welche auf die Methode zurückzuführen sind. Über die Laufstrecke von 40mm lagen die erreichten maximalen Drehmomente im hinteren Teil im Mittel deskriptiv niedriger.

4.4 Fragestellung 4: Haben die Slotdimension, die Attachmentart, das Material oder der Ligationsmechanismus einen zusätzlichen Einfluss auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque in Bezug auf die Friktion?

4.4.1 Fragestellung 4a: Hat die Slotdimension einen zusätzlichen Einfluss auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque in Bezug auf die Friktion (n= 40)?

Diejenigen Attachments (Bracket / Tube), für die sowohl ein 0,018“ als auch ein 0,022“-System verfügbar war, wurden getestet und miteinander verglichen. Um zu überprüfen, ob die Verwendung unterschiedlicher Slotdimensionen (0,018“ vs. 0,022“) einen Einfluss auf die Friktion hat, wurde in das bisherige Modell der ANOVA diese als zusätzliche Variable eingeschlossen. Die Ergebnisse der Varianzanalyse zeigt die Tabelle 32, wobei auch hier wieder die redundanten Ergebnisse (Haupteffekte und Interaktionen ohne Berücksichtigung der Slotdimension) ausgespart wurden.

Tabelle 32: ANOVA aus Fragestellung 2 um den Faktor „Slotdimension“ erweitert. Abgebildet sind die Daten aus den Haupteffekten und Interaktionen, bei denen eine Beteiligung des Faktors „Slotdimension“ vorliegt. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2).

Ebene	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Haupteffekt	Slotdimension (0,018 Inch vs. 0,022 Inch)	0,7	0,414	0,02
Interaktion 1. Grades	Drehmoment 1 [hoch vs. niedrig] x Slotdimension	0,7	0,416	0,02
	Drehmoment 2 [links vs. rechts] x Slotdimension	2,0	0,165	0,06
	Angulation x Slotdimension	0,1	0,768	<0,01
	Torque x Slotdimension	2,7	0,109	0,08
Interaktion 2. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Slotdimension	3,2	0,085	0,09
	Drehmoment 1 x Angulation x Slotdimension	1,2	0,283	0,04
	Drehmoment 2 x Angulation x Slotdimension	0,5	0,465	0,02
	Drehmoment 1 x Torque x Slotdimension	0,1	0,807	<0,01
	Drehmoment 2 x Torque x Slotdimension	0,7	0,424	0,02
	Angulation x Torque x Slotdimension	2,0	0,163	0,06
Interaktion 3. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Slotdimension	3,3	0,079	0,09
	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Torque x Slotdimension	<0,1	0,890	<0,01
	Drehmoment 1 x Angulation x Torque x Slotdimension	1,1	0,311	0,03
	Drehmoment 2 x Angulation x Torque x Slotdimension	0,4	0,516	0,01
Interaktion 4. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Torque x Slotdimension	<0,1	0,858	<0,01

Es kann festgestellt werden, dass es hinsichtlich sämtlicher Effekte, an denen die Slotdimension beteiligt ist, es keinen signifikanten Unterschied gibt. Die Effektstärken η^2 fallen ebenfalls sehr gering aus.

4.4.2 Fragestellung 4b: Gibt es einen Unterschied zwischen konventionellen Metallbrackets und Metalltubes in Bezug auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque und deren Einfluss auf die Friktion (n= 30)?

Um den Unterschied zwischen Brackets und Tubes spezifischer zu untersuchen wurde eine weitere Analyse geplant, welche nur Brackets aus Metall mit den Tubes vergleicht, um den Einfluss des Materials auszuschließen. Dabei waren die Stichprobengrößen der selbstligierenden aktiven und passiven Brackets nicht groß genug, um diese in die Analyse mit einzuschließen. Daher werden in dieser Analyse nur die konventionellen Metallbrackets den Metalltubes gegenübergestellt. Es wurde in das bisher verwendete Modell der ANOVA der Faktor „Attachmentart (Metalltube vs. Metallbracket)“ als zusätzliche Variable in die ANOVA eingeschlossen. Die Ergebnisse der Varianzanalyse sind der Tabelle 33 zu entnehmen.

Tabelle 33: ANOVA aus Fragestellung 2 um den Faktor „Attachmentart“ erweitert. Abgebildet sind die Daten aus den Haupteffekten und Interaktionen, bei denen eine Beteiligung des Faktors „Attachmentart“ vorliegt. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2).

Ebene	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Haupteffekt	Attachmentart (Metalltubes vs. Metallbrackets)	0,3	0,590	0,02
Interaktion 1. Grades	Drehmoment 1 [hoch vs. niedrig] x Attachmentart	<0,1	0,877	<0,01
	Drehmoment 2 [links vs. rechts] x Attachmentart	<0,1	0,929	<0,01
	Angulation x Attachmentart	0,9	0,363	0,05
	Torque x Attachmentart	0,3	0,590	0,02
Interaktion 2. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Attachmentart	<0,1	0,913	<0,01
	Drehmoment 1 x Angulation x Attachmentart	0,9	0,352	0,05
	Drehmoment 2 x Angulation x Attachmentart	0,2	0,630	0,02
	Drehmoment 1 x Torque x Attachmentart	0,7	0,408	0,04
	Drehmoment 2 x Torque x Attachmentart	0,0	0,846	<0,01
	Angulation x Torque x Attachmentart	<0,1	0,887	<0,01
Interaktion 3. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Attachmentart	<0,1	0,877	<0,01
	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Torque x Attachmentart	0,3	0,607	0,02
	Drehmoment 1 x Angulation x Torque x Attachmentart	1,2	0,293	0,07
	Drehmoment 2 x Angulation x Torque x Attachmentart	0,5	0,512	0,03
Interaktion 4. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Torque x Attachmentart	0,4	0,556	0,02

Extrahiert man aus der Gruppe der konventionellen Brackets diejenigen aus Keramik, so zeigen die Ergebnisse der Varianzanalyse keinen signifikanten Unterschied zwischen Metalltubes und konventionellen Metallbrackets in Bezug auf sämtliche Effekte. Auch hier fällt das Effektstärkemaß η^2 durchgehend gering aus.

4.4.3 Fragestellung 4c: Gibt es einen Unterschied zwischen konventionellen Metallbrackets und konventionellen Keramikbrackets in Bezug auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque und deren Einfluss auf die Friktion (n= 14)?

In dieser Fragestellung soll geklärt werden, ob der Faktor „Material“ einen Einfluss auf das Friktionsverhalten nimmt. Die Tabelle 34 zeigt die Ergebnisse der Varianzanalyse, welche um den zusätzlichen Faktor „Material (konventionell Keramik vs. konventionell Metall)“ erweitert wurde. Die Abbildung 66 stellt die mittlere Friktion beider Materialgruppen graphisch gegenüber.

Tabelle 34: ANOVA aus Fragestellung 2 um den Faktor „Material“ erweitert. Abgebildet sind die Daten aus den Haupteffekten und Interaktionen, bei denen eine Beteiligung des Faktors „Material“ vorliegt. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Ebene	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Haupteffekt	Material (konventionell Keramik vs. konventionell Metall)	5,2	0,041	0,30
Interaktion 1. Grades	Drehmoment 1 [hoch vs. niedrig] x Material	3,0	0,111	0,20
	Drehmoment 2 [links vs. rechts] x Material	<0,1	0,960	<0,01
	Angulation x Material	3,2	0,097	0,21
	Torque x Material	3,3	0,093	0,22
Interaktion 2. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Material	3,2	0,100	0,21
	Drehmoment 1 x Angulation x Material	16,9	0,001	0,59
	Drehmoment 2 x Angulation x Material	2,4	0,144	0,17
	Drehmoment 1 x Torque x Material	0,1	0,807	0,01
	Drehmoment 2 x Torque x Material	2,9	0,114	0,20
	Angulation x Torque x Material	0,0	0,903	0,00
Interaktion 3. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Material	3,2	0,097	0,21
	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Torque x Material	21,7	0,001	0,64
	Drehmoment 1 x Angulation x Torque x Material	17,8	0,001	0,60
	Drehmoment 2 x Angulation x Torque x Material	2,0	0,186	0,14
Interaktion 4. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Torque x Material	0,1	0,746	0,01

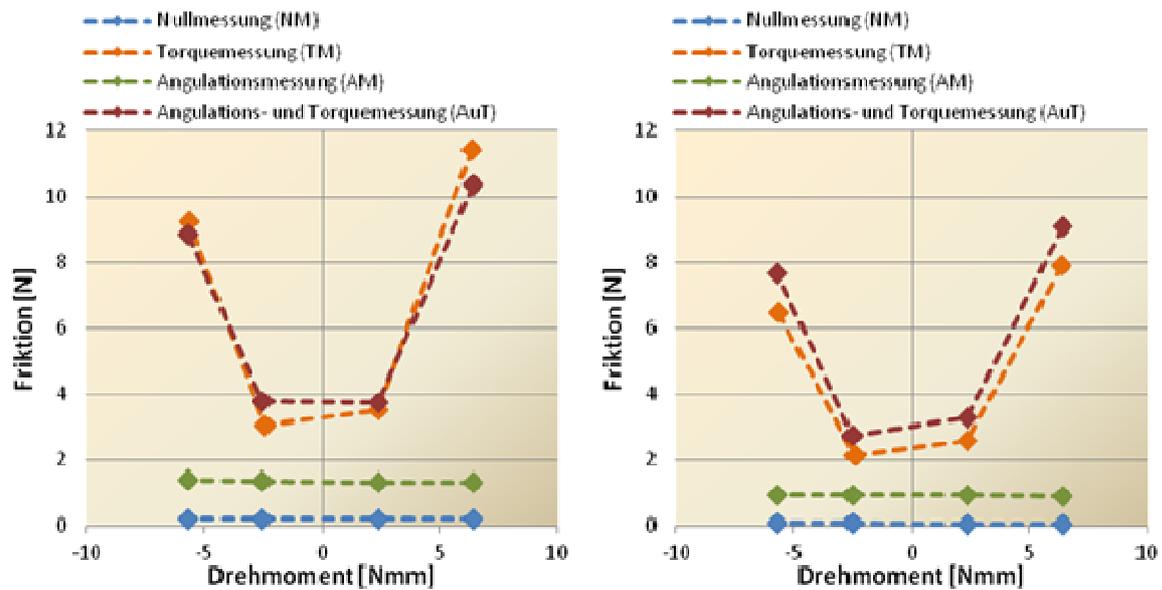


Abbildung 66: Mittlere Friktion für die vier konventionellen Keramik-Brackets, für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt (linke Abbildung) im Vergleich zu den 10 konventionellen Metallbrackets (rechte Abbildung). Die insgesamt 3186 Daten jeder Untersuchungsbedingung wurden bereinigt und in vier auswertungsrelevante, globale Bereiche eingeteilt (vergleiche Abschnitt 3.5). Innerhalb jedes Bereichs wurde der Mittelwert berechnet.

Dabei gab es zunächst einen Haupteffekt für den Faktor Material. Wie in den Abbildungen zu sehen, zeigte sich, dass die Friktionswerte über alle Untersuchungsbedingungen im Mittel höher waren für Keramikbrackets als im Vergleich dazu für die Metallbrackets.

Ebenfalls zeigte sich ein Interaktionseffekt zwischen den Faktoren Angulation, Torque, Drehmoment 1 und Material. Dieser ist wahrscheinlich darauf zurück zu führen, dass die Messungen in den hohen Torque-Drehmomenten zwischen den beiden Gruppen in Bezug auf die Additivität von Angulation und Torque sich zwischen den Metall- und Keramikattachments deutlich voneinander unterschieden: Während die Friktion unter der Torquemessung im hohen Drehmomentbereich für Keramikbrackets höher ausgefallen war als die Friktion für die Angulations- und Torquemessung, so war dies bei den Metallbrackets umgekehrt. Dies würde sogar für einen subtraktiven Angulationseinfluss unter Torque bei hohem Drehmoment bei Keramikattachments sprechen. Die Interaktion „Angulation“, „Drehmoment 1“ und „Material“ ist dabei wieder ein Scheineffekt, welcher hinter der zuvor beschriebenen Interaktion liegt. Wie zuvor auch ist nicht anzunehmen, dass dieser Effekt für die Angulationsbedingungen gilt, da in der reinen Angulationsbedingung kein Effekt für das „Drehmoment 1“ existieren dürfte.

Letztlich gab es auch für diese Prüfkörper einen Symmetrieeffekt, welcher sich in der Interaktion „Drehmoment 1“ x „Drehmoment 2“ x „Torque“ x „Material“ zeigte. Dieser liegt darin begründet, dass der „subtraktive Effekt“ der Angulation bei den Keramikbrackets sich vor allem im Bereich 1 deutlich zeigte, während er im Bereich 5 nur angedeutet ist. Wie zuvor kann diese Asymmetrie dadurch hervorgerufen werden, dass die Laufstrecke im Bereich 5 endete und kein vergleichbar hohes Torque-Drehmoment erzeugt hatte.

4.4.4 Fragestellung 4d: Gibt es einen Unterschied zwischen aktiv selbstligierenden und passiv selbstligierenden Brackets in Bezug auf die Wechselwirkung von Angulation und Torque und deren Einfluss auf die Friktion (n= 30)?

Um zu überprüfen, ob sich die aktiv und die passiv selbstligierenden Brackets in Bezug auf ihr Friktionsverhalten unter Torque und Angulation unterscheiden, wurde in die ANOVA als zusätzliche Variable der „Ligationsmechanismus (aktiv vs. passiv)“ eingeschlossen. Die Ergebnisse der Analyse zeigt die Tabelle 35, Abbildung 67 zeigt die beiden Gruppen graphisch.

Tabelle 35: ANOVA aus Fragestellung 2 um den Faktor „Ligationsmechanismus“ erweitert. Abgebildet sind die Daten aus den Haupteffekten und Interaktionen, bei denen eine Beteiligung des Faktors „Ligationsmechanismus“ vorliegt. Gezeigt sind für die Faktoren und Faktorkombinationen die F-Werte, die p-Werte und das partielle Eta-Quadrat (η^2). Signifikante Effekte ($p < 0,05$) sind in Fettschrift hervorgehoben.

Ebene	Variablen	F-Wert*	p-Wert	η^2
Haupteffekt	Ligationsmechanismus (aktiv vs. passiv)	3,3	0,089	0,18
Interaktion 1. Grades	Drehmoment 1 [hoch vs. niedrig] x Ligationsmechanismus	0,2	0,665	0,01
	Drehmoment 2 [links vs. rechts] x Ligationsmechanismus	6,0	0,027	0,29
	Angulation x Ligationsmechanismus	0,0	0,886	0,00
	Torque x Ligationsmechanismus	0,3	0,605	0,02
Interaktion 2. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Ligationsmechanismus	2,1	0,171	0,12
	Drehmoment 1 x Angulation x Ligationsmechanismus	0,1	0,791	0,01
	Drehmoment 2 x Angulation x Ligationsmechanismus	0,3	0,61	0,02
	Drehmoment 1 x Torque x Ligationsmechanismus	0,0	0,868	0,00
	Drehmoment 2 x Torque x Ligationsmechanismus	0,2	0,666	0,01
	Angulation x Torque x Ligationsmechanismus	6,3	0,024	0,30
Interaktion 3. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Ligationsmechanismus	2,3	0,153	0,13
	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Torque x Ligationsmechanismus	2,4	0,141	0,14
	Drehmoment 1 x Angulation x Torque x Ligationsmechanismus	0,1	0,815	0,00
	Drehmoment 2 x Angulation x Torque x Ligationsmechanismus	0,9	0,345	0,06
Interaktion 4. Grades	Drehmoment 1 x Drehmoment 2 x Angulation x Torque x Ligationsmechanismus	0,1	0,809	0,00

Dabei konnte ein Interaktionseffekt zwischen „Angulation“, „Torque“ und dem „Ligationsmechanismus“ festgestellt werden. In den graphischen Abbildungen zeigte sich, dass die Friktionswerte für die Bedingungen AuT und TM für die aktiv selbstligierenden Brackets dichter beieinander lagen als die Friktionswerte der passiv selbstligierenden für dieselben Bedin-

ungen; dies bedeutet, dass die Interaktion „Angulation“ und „Torque“ eher bei den aktiv selbstligierenden anzunehmen ist oder sich bei diesen stärker ausgeprägt zeigt.

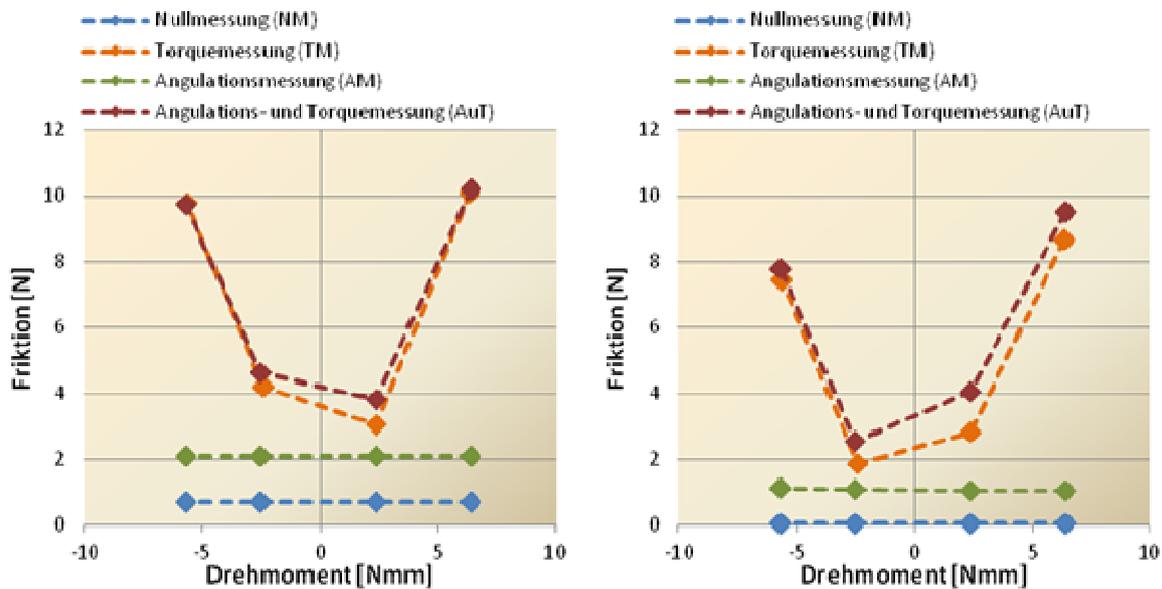


Abbildung 67: Mittlere Friktion für die 11 aktiv selbstligierenden Brackets, für die vier Untersuchungsbedingungen NM, AM, TM und AuT getrennt dargestellt (linke Abbildung) im Vergleich zu den sechs passiv selbstligierenden Brackets (rechte Abbildung). Die insgesamt 3186 Daten jeder Untersuchungsbedingung wurden bereinigt und in vier auswertungsrelevante, globale Bereiche eingeteilt (vergleiche Abschnitt 3.5). Innerhalb jedes Bereichs wurde der Mittelwert berechnet.

Ferner zeigte sich eine Interaktion zwischen dem „Ligationsmechanismus“ und „Drehmoment 2“; auch hier ist wieder ein Asymmetrieeffekt festzustellen: während alle achte Werte im Bereich 1 und 2 für die passiv selbstligierenden gemittelt wahrscheinlich vergleichbar zu den acht Werten in den Bereichen 4 und 5 ausfallen, so zeigte sich eine höhere Friktion für die Werte in den Bereichen 1 und 2 für die aktiv selbstligierenden Brackets als in dem hinteren Bereich 4 und 5. Für den reinen Haupteffekt des „Ligationsmechanismus“ zeigte sich dieser zwar nicht signifikant, dennoch war die Effektstärke mit $\eta^2 = 0,19$ sehr groß. Deskriptiv weisen auch fast alle Messungen (selbst unter der Nullmessung) höhere Friktionswerte bei den aktiv selbstligierenden Brackets auf als bei den passiv selbstligierenden.

4.5 Rasterelektronenmikroskopische Bilder

Die Bilder der verwendeten Drahtproben nach Durchlauf eines vollständigen Messskriptes zeigen zum Teil erhebliche Abnutzungserscheinungen. Zu erkennen sind Schleifspuren und deutliche Oberflächendefekte.

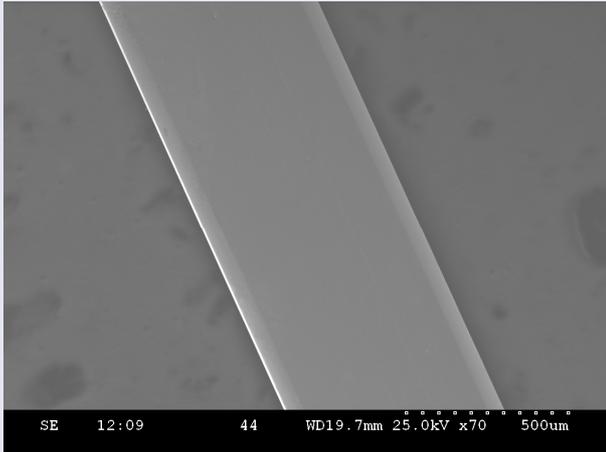


Abbildung 68: Neuer Draht

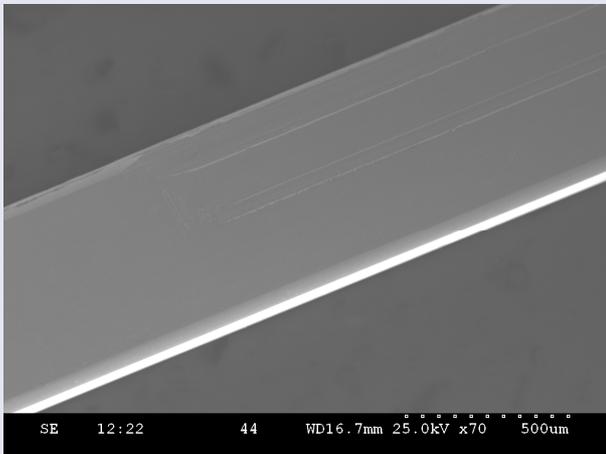


Abbildung 69: Draht gebraucht (1. Beispiel)

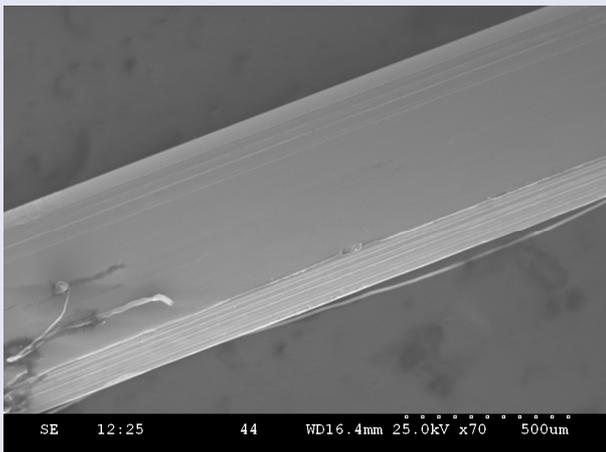


Abbildung 70: Draht gebraucht (2. Beispiel)

5. Diskussion

Die vorliegende Arbeit hatte das Ziel, den gemeinsamen Einfluss von Angulations- und Torquemomenten auf die Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung zu untersuchen. Des Weiteren sollte festgestellt werden, ob es hinsichtlich dieses Effektes Unterschiede zwischen verschiedenen konventionellen und selbstligierenden Brackets sowie Molarenröhrchen gibt. Aufgrund der sehr umfangreichen und vielfältigen Stichprobenauswahl konnten weitere friktionsbeeinflussende Faktoren wie zum Beispiel Material und Slotgröße näher beleuchtet werden. Es zeigte sich für alle Attachments, dass sowohl die Angulation als auch die Entstehung eines Torquekonfliktes einen Einfluss auf die Friktion nehmen. Die Annahme, dass sich die Friktion bei simultaner Einwirkung beider Drehmomente additiv verändern würde, konnte nicht einheitlich bestätigt werden, so dass eher von einem Interaktionseffekt gesprochen werden kann. Des Weiteren wiesen insbesondere die aktiv selbstligierenden Brackets eine höhere Friktion auf, allen voran das QuickKlear- Bracket, wohingegen die Molarenröhrchen im Mittel die niedrigsten Reibungswerte erzielten. Ebenso konnte beim Faktor Material ein Friktionsnachteil für Keramik im Vergleich zu Metall identifiziert werden. Keinen Einfluss hingegen zeigte die Slotdimension. Mittlerweile existiert eine Vielzahl Studien, die sich mit dem Thema der Friktion und den beeinflussenden Faktoren in der Kieferorthopädie auseinandergesetzt haben. Ein Vergleich der vorliegenden Ergebnisse erweist sich jedoch aufgrund der vielen verschiedenen Studiendesigns und Untersuchungsschwerpunkte zum Teil als durchaus schwierig, so dass nur Teilaspekte vergleichend analysiert werden können. So liefert die Arbeit beispielsweise ähnliche Ergebnisse zur Friktion unter Angulation, sowie für die Faktoren Material, Slotgröße und Brackettyp, jedoch blieben beispielsweise die Effekte von auftretenden Torquekonflikten sowie die gemeinsame Wirkung von Angulations- und Torquemomenten in der Literatur bisher gänzlich unberücksichtigt. In diesem Zusammenhang muss auch erwähnt werden, dass einige in dieser Arbeit verwendeten Brackets und vor allen Dingen sämtliche Tubes in anderen Studien gar keine Anwendung fanden. Im Folgenden sollen die Validität des Versuchsaufbaus und die eigenen Ergebnisse diskutiert sowie Empfehlungen in Hinblick auf die klinische Relevanz gegeben werden.

5.1 Diskussion der Versuchsmethodik

Bei der in dieser Arbeit gewählten Versuchsmethodik handelte es sich um ein experimentell kontrollierte in-vitro-Studie, da diese über eine sehr hohe interne Validität verfügt und Störeinflüsse systematisch ausgeschlossen werden. Nur so sind präzise und reproduzierbare Friktionsmessungen möglich. Intraorale Variablen wie zum Beispiel Speichel, Plaque, die physiologische Zahnbeweglichkeit, parodontale Verhältnisse, Okklusion u.a. bleiben in dieser Studie unberücksichtigt, obgleich sie, wie bereits durch diverse Autoren bestätigt, durchaus einen Einfluss auf die Friktion nehmen können^{13, 42, 78, 102, 149, 159}. Daher sind die gemessenen Friktionswerte eher als Anhalt für die Beurteilung der entsprechenden Drehmomenteffekte bei der bogengeführten Zahnbewegung zu verstehen. In der Literatur werden verschiedene Versuchsaufbauten mit unterschiedlichen Hauptfragestellungen beschrieben, um die Friktion zu untersuchen. Unter diesem Aspekt sollten die Ergebnisse mit Vorsicht interpretiert werden. Ähnlich zu der Methode von Thomas et al.¹⁵⁵ wurden auch hier die Straightwire-Brackets und Tubes mit Hilfe einer Positionierungsapparatur in orthogonaler Slotausrichtung auf dem Schraubenkörper fixiert. Dabei muss kritisch angemerkt werden, dass bei diesem Vorgang auch kleinste Fehler zu Messabweichungen führen können. Eine ähnliche Problematik und mögliche Fehlerquelle stellt die Positionierung der mit dem Bracket respektive Tube beklebten Schraube an der kugelgelagerten Achse dar. Betrachtet man die diversen Ansätze zur experimentellen Friktionsmessung in der Literatur, so werden die Reibungswerte zumeist von Einzelbrackets in Kombination mit geraden Bögen bestimmt und hinsichtlich des jeweiligen Untersuchungsschwerpunktes vergleichend gegenübergestellt^{4, 16, 22, 45, 59, 159, 162, 163}. Dabei werden, wie auch in der vorliegenden Studie, häufig obere rechte Eckzahnbrackets zur Simulation einer bogengeführten Zahnbewegung nach Prämolarenextraktion verwendet. Zusätzlich wurden hier auch diverse einzelne erste obere rechte Molarenröhrchen in die Untersuchung miteinbezogen, was im Vergleich zu anderen Friktionsstudien, in denen diese ausschließlich im Rahmen simulierter Bukkalsegmente mitgetestet wurden^{57, 66}, einen neuartigen Aspekt darstellt. Einer weiteren Annäherung an die klinische Situation wird mit dem hier verwendeten Versuchsaufbau keine Rechnung getragen^{57, 76}. So gibt es beispielsweise Versuchsanordnungen, die es den Brackets erlauben, sich im dreidimensionalen Raum zu bewegen^{45, 47}.

In der vorliegenden Studie wurden lediglich Edelstahlstangendrähte in der slotentsprechenden 0,016“ x 0,022“ und 0,019“ x 0,025“ Dimension verwendet. Obwohl die Friktion mit zu-

nehmenden Querschnittsmaß steigt^{29, 51, 108, 154, 162}, werden die hier verwendeten Bögen traditionell bei Gleitmechaniken eingesetzt, da sie den besten Kompromiss zwischen Friktion und Wurzelkontrolle liefern^{45, 139}. In der Literatur herrscht weitgehend Einigkeit darüber, dass Stahl gegenüber anderen Legierungen die günstigsten Friktionseigenschaften aufweist^{5, 15, 30, 41, 45, 48, 62, 76, 79, 84, 89, 114, 154, 158}. Ebenso wie Drescher et al.⁴⁵ folgerten auch Nishio et al.¹¹³ aus ihren Untersuchungen, dass die Oberflächenbeschaffenheit eines Drahtes den dominierenden Faktor für sein Friktionsverhalten darstellt und nicht der Elastizitätsmodul der jeweiligen Legierung. Der in dieser Arbeit zur Anwendung gekommene Einzelbracket-Messaufbau unterscheidet sich von zum Beispiel Andreasens⁴, Franks⁵⁸ und anderen^{69, 147, 159} im Wesentlichen darin, dass die Brackets nicht mit einem festen Winkel voranguliert, sondern mit einem definierten Drehmoment, in diesem Fall 10 Nmm, gegen den Draht verwinkelt wurden. Auf diese Weise wird der Fähigkeit eines Zahnes zur Aufrichtung Beachtung geschenkt⁴⁸. Einen ähnlichen Versuchsaufbau, allein zur Ermittlung des Angulationseinflusses, verwendeten auch die Arbeitsgruppen um Brauchli et al.²², Pliska et al.¹²¹ und Fuck et al.⁵⁹. Ein weiterer Unterschied zu anderen Studien besteht in der Torqueprüfung. Während in den Studien von Hamdan et al.⁶⁹, Moore et al.¹⁰⁸ und Chung et al.³⁴ der Draht stets um einen bestimmten Winkel verdrillt wurde, fanden hier die Friktionsmessungen unter kontinuierlich ab- und wieder zunehmenden Torquemomenten statt. Damit wird ein näherer klinischer Bezug hergestellt, da in der Kieferorthopädie unterschiedliche Torsionsmomente auf die Zähne wirken. Wie bereits in der experimentellen Analyse zur Torquecharakteristik von Partowi et al.¹¹⁸ geschildert, ist der Zusammenhang von Torsionsmoment und Torsionswinkel sehr komplex. Sie machten auf eine plastische Deformation für Stahldrähte (0,016" x 0,016") bereits bei 20° Torquewinkel aufmerksam, hierbei sollte jedoch berücksichtigt werden, dass das Torsionsmoment von der freien Drahtlänge abhängig ist und diese im vorliegenden Messaufbau die 10mm freie Drahtlänge von Partowi et al.¹¹⁸ überschreitet. Weiterhin bleibt hinzuzufügen, dass der Prüfdraht in den Versuchen von Partowi et al.¹¹⁸ beidseitig fixiert war und nicht wie hier, unterhalb des Brackets frei endend. Dennoch kann eine plastische Deformation des Drahtes nicht ausgeschlossen werden. Daher könnte die Verwendung eines längeren Bogens das Risiko einer plastischen Deformation und den damit verbundenen möglichen Messungenauigkeiten minimieren. Ein weiterer zu diskutierender Aspekt betrifft das dynamische Messverfahren. Ein vollständiges Messskript bestand aus vier Teilmessungen (NM, AM, TM, AuT) in immer gleicher Reihenfolge, während derer weder der Draht noch der Prüfkörper

ausgetauscht wurden. Die rasterelektronenmikroskopischen Bilder eines Drahtes, der ein vollständiges Messskript durchlaufen hatte, zeigten eindeutige Abnutzungserscheinungen der Drahtoberfläche. Tanne et al.¹⁵² sowie auch andere Autoren^{8, 80, 82, 130}, konnten eine generelle Drahtbeschädigung nach der in-vitro-Testung feststellen und kamen zu dem Ergebnis, dass dies zu einer Zunahme der Oberflächenrauigkeit und folglich zu einer Friktionserhöhung führt. Daher empfiehlt es sich, die Bracket-Bogen-Kombination nach jedem Messdurchgang zu wechseln⁸⁰. Dies war jedoch für das vorliegende dynamische Messverfahren nach jeder Teilmessung nicht realisierbar, wodurch es zu evtl. Messungenauigkeiten, besonders in den letzten Durchläufen, gekommen sein könnte. In diesem Zusammenhang soll auf die Möglichkeit eines balancierten oder randomisierten Versuchsdesigns hingewiesen werden, wobei die Messreihenfolge der Bedingungen AM, TM und AuT entweder in vorgegebener (balanciert) oder zufälliger (randomisiert) Weise variiert wird. Dies hätte zum Vorteil, dass die Wahrscheinlichkeit einer drahtbedingten Messungenauigkeit für alle Bedingungen (AM, TM, AuT) gleich hoch wäre und nicht wie im vorliegenden Aufbau stets für die letzten immer gleichen Durchläufe am höchsten. Der Bogen wurde wie bei den Friktionsversuchen von Tselepis et al.¹⁵⁹ und Fuck et al.⁵⁹ mit konstanter Geschwindigkeit über eine Messstrecke von exakt 40mm durch den jeweiligen Prüfkörper geführt. Dabei waren die gemessenen Friktionswerte bei der Null- und Angulationsmessung relativ konstant und zum Großteil vergleichbar mit denen aus der Untersuchung von Gürler und Fuck et al.⁵⁹, dessen Versuchsaufbau mit dem hier verwendeten, hinsichtlich der Angulationstestung, identisch war. Die Messungen unter dem Einfluss von Torque (T und AuT) sollten jeweils in einem Bereich von +10 Nmm bis -10Nmm verlaufen, sprich der Draht wurde ab 20 mm absolvierten Messweg in die entgegengesetzte Richtung verdrillt. Hierbei fiel jedoch konstant auf, dass nach vollständig durchlaufener Messstrecke kein Torquemoment von -10 Nmm erreicht werden konnte, was sich in einem niedrigeren Drehmomentmittelwert für Bereich 5 äußerte. Eine mögliche Ursache hierfür kann im individuellen Torquespiel des jeweiligen Brackets liegen³⁴. Auch eine plastische Deformation des Drahtes wäre denkbar. Ein Lösungsansatz, um sicherzustellen, dass auch im negativen Drehmomentbereich die -10 Nmm erreicht werden, bietet eine Verlängerung des Messweges.

Jedes der 40 untersuchten Attachments wurde in einer dreimaligen Wiederholungsmessung untersucht und die Nettofriktionswerte durch Abzug der Leerfriktion ermittelt. Besonders unter Betrachtung des deskriptiven Mittelwertes für das aktiv selbstligierende Bracket SPEED

(0,022“) im Bereich 2 muss eine dreimalige Messung als kritisch bewertet werden. Die Leerfriktion war derartig hoch und unregelmäßig zwischen den drei Messungen, dass aufgrund der Tatsache, bei Abzug der mittleren Leerfriktion von der Torquemessung, ein sehr niedriger Wert mit 0,97 N resultierte. Obwohl das SPEED- Bracket das einzige mit einem so augenscheinlichen Effekt war, soll dennoch darauf hingewiesen werden, dass eine häufigere Wiederholungsmessung zu einem aussagekräftigeren Mittelwert und einer geringeren Standardabweichung führen würde. Ein weiterer nicht unerwähnt zu bleibender Aspekt betrifft den Einfluss der Ligatur. In dieser Arbeit wurden neben Tubes, auch aktiv und passiv selbstligierende sowie konventionelle Brackets untersucht. Einzig letztere benötigten eine Ligatur, mit welcher der Draht im Bracketslot gehalten wird. Basierend auf den Ergebnissen und Empfehlungen diverser Untersuchungen, wurden für die konventionellen Brackets Stahlligaturen verwendet, da diese, insofern sie durch zurückdrehen „entschärft“ werden, die günstigsten Friktionseigenschaften aufweisen^{16, 67, 137, 142, 153}. Es musste jedoch sichergestellt werden, dass während der Messungen, besonders unter dem Einfluss höherer Torquemomente, der Bogen sicher im Slot gehalten wurde und nicht herausprang. Zu diesem Zweck wurde die Stahlligatur gerade ausreichend fest angezogen, wodurch jedoch die ligaturbedingte Friktion einen entsprechend höheren Einfluss ausüben konnte.

Wie in der Biomechanik der bogengeführten Zahnbewegung erläutert, kommt es neben Angulations- und Torquekonflikten auch zu einer Rotationsbewegung. Der Einfluss der Rotation um die Längsachse des Zahnes findet im vorliegenden Versuchsaufbau keine Berücksichtigung. Die Untersuchungen von Brauchli et al.²² geben jedoch Anlass zu der Behauptung, dass eine mesio- oder distale Rotation um die Zahn längsachse keine signifikante Auswirkung auf die Friktion hat.

5.2 Diskussion der eigenen Ergebnisse

Die Diskussion der eigenen Ergebnisse und der Bezug zur Literatur stellen insofern eine Herausforderung dar, da sich bisher keine Veröffentlichungen finden, die sich mit der Friktion in ähnlicher Weise unter der hier erörterten Hauptfragestellung beschäftigt haben. Bevor nun die Ergebnisse zum gemeinsamen Aspekt von Torque und Angulation beleuchtet werden, erfolgt eine isolierte Betrachtung.

In Übereinstimmung mit der Literatur konnte sowohl unter Bracketangulation^{22, 32, 48, 57-59, 113, 126, 142, 159} als auch unter Torqueeinfluss^{34, 69, 108, 147, 165} für alle Prüfkörper eine Friktionssteigerung festgestellt werden. Im Gegensatz zu der Arbeit von Gürler und Fuck et al.⁵⁹, fielen der durchschnittliche Mittelwert unter 10 Nmm Angulationsmoment für das Discovery SL (0,022“)- das Time (0,022“)-Bracket und die SPEED (0,018“, 0,022“)- Brackets deutlich geringer aus, wobei zu berücksichtigen bleibt, dass hier nur eine dreimalige Wiederholungsmessung durchgeführt wurde. Die im Mittel höchsten Friktionswerte für die Angulationsbedingung erzielten die aktiv selbstligierenden Keramikbrackets Quicklear (0,018“, 0,022“), obwohl, laut Hersteller, die Abrundung der Slotkanten eine Reduzierung des Reibungswiderstandes bewirken soll. Ebenfalls hohe Friktionswerte unter dem Einfluss eines Kippmoments erzielte das konventionelle monokristalline Keramikbracket Inspire ICE (0,018“, 0,022“), wohingegen das monokristalline Mystique MB-Bracket in der 0,018“-Slotdimension die niedrigsten Friktionswerte aufwies. Cha et al.³² ermittelten die Reibungswerte unter Angulation für unterschiedliche polykristalline Keramikbrackets, das monokristalline Inspire-ICE Keramikbracket und für ein konventionelles Metallbracket. Auch sie konnten für das monokristalline Bracket die höchsten Friktionswerte ermitteln. Bei den polykristallinen Brackets fiel besonders das im Slot silikatbeschichtete CrystallineV^a als reibungsarm auf. Anders als beim Inspire ICE -Bracket ist die Slotoberfläche des Mystique MB-Brackets silikatbeschichtet, wodurch der positive Friktionseffekt erklärt werden kann. Das wird auch durch die Untersuchungen von Brauchli et al.²² bestätigt. Betrachtet man ausschließlich die Bedingung Angulation oder Torque, so konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen aktiv und passiv selbstligierenden Brackets festgestellt werden, wenngleich die Leerfriktion für die aktiv selbstligierenden Brackets höher ausfiel. Diesen Zusammenhang belegten für die Angulationsbedingung auch die Studien von Brauchli et al.²² und Pliska et al.¹²¹. So verglichen Pliska et al.¹²¹ sowohl aktiv und passiv selbstligierende Brackets mit einem konventionellen Bracket unter dem Einfluss von 20 Nmm und 40 Nmm Kippmoment und konnten bei einem vor-

herrschenden Winkelkonflikt keinen signifikanten Friktionsvorteil für einen bestimmten Brackettyp feststellen. Ein weiterer Grund für die zum Teil hohen Friktionswerte unter Angulation auch bei den selbstligierenden Brackets liegt vor allem an der Verkleinerung der Bracketgröße. Zwar sollen so die ästhetischen Ansprüche und die Hygienefähigkeit verbessert werden, jedoch ist bei einer geringeren Bracketbreite die Normalkraft größer^{24, 25, 45, 92}. Betrachtet man unter diesem Aspekt sämtliche Molarenröhrchen oder auch das relativ breite Diamond-Bracket, fällt auf, dass ihre Friktion vergleichsweise gering ausfiel. Die Tatsache, dass die aktiv selbstligierenden Brackets eine im Vergleich zu den anderen Attachmentgruppen höhere Friktion bei der Nullmessung aufwiesen, ist dem Ligationsmechanismus geschuldet. Sie besitzen einen federnden Clip oder Schieber als Verschlussmechanismus, wodurch der Bogen ab einer bestimmten Dimension aktiv in den Slot gedrückt wird. Kann der Bogen jedoch ohne Kontakt zum Clip oder zu den Slotwänden frei gleiten, wie es zum Beispiel für passive Systeme oder Molarenröhrchen ohne etwaige Winkelkonflikte der Fall ist, so fällt die Friktion vergleichsweise gering aus^{150, 157}. Weiterhin bleibt zu berücksichtigen, dass die Clips aus unterschiedlichen Materialien hergestellt sind und somit bei gleicher Belastung unterschiedliche Kräfte erzeugen können. So ist der Clip des Quick 2.0 und Quicklear- Brackets aus einer Kobaltd-Chrom-Legierung, wohingegen der des In-OvationC-Brackets rhodiumdotiert und weicher ist. Diese Tatsache liefert eine Erklärung für die stark differierenden Friktionswerte der jeweiligen Brackets.

Betrachtet man den alleinigen Einfluss des Torques, so zeigten alle Attachments in Abhängigkeit zum Torsionsmoment einen Anstieg der Friktion. Besonders hohe Werte erzielten das aktiv selbstligierende Quicklear (0,018" und 0,022")- und das Quick 2.0 (0,018")-Bracket. Um festzustellen, ab welchem Torquemoment sich eine Auswirkung auf die Friktion zeigt, wurde eine Analyse im kleinen Torsionsmomentbereich über alle Prüfkörper durchgeführt. Es zeigte sich, dass ab ca. 1 Nmm respektive -1 Nmm die Friktion messbar zunimmt und ab einem anliegenden Moment von + / - 1,5 Nmm der Torqueeinfluss stärker ist, als durch ein Kippmoment von 10 Nmm. Ermittelt man beispielsweise den durchschnittlichen Friktionswert für den hohen (+10 Nmm bis +4 Nmm und -10 Nmm bis -4 Nmm) bzw. niedrigen (+1 Nmm bis +4 Nmm und -1 Nmm bis -4 Nmm) Drehmomentbereich, so ergibt sich ein 2,4-fach höherer Friktionswert für Torque im Vergleich zur Angulation im niedrigen Drehmomentbereich und ein um das 7,8-fache höherer Friktionswert für Torque im Vergleich zur Angulation im hohen Drehmomentbereich. Es muss jedoch berücksichtigt werden, dass diese Werte den gesam-

ten Probenumfang beschreiben. Grundsätzlich gilt, ein Torsionsmoment wird erzeugt durch Verdrillung eines rechteckigen Drahtes im Bracketslot¹²⁵. Dabei spielt das individuelle Torquespiel des Brackets / Tubes eine wesentliche Rolle. Erst wenn dieses überwunden ist, kommt es zur Torqueübertragung und damit zu einem Anstieg der Friktion³⁴. Das Torquespiel ist abhängig von den Toleranzen des Slots, der Drahtbreite und -höhe sowie von der Kantenverrundung des Drahtes¹³⁵. Im Gegensatz zu der Untersuchung von Moore et al.¹⁰⁸, konnte in der vorliegenden Studie für Torque, in Abhängigkeit zum applizierten Torquemoment, ein stärkerer Friktionseinfluss als für Angulation nachgewiesen werden. Allerdings ermittelten Moore et al.¹⁰⁸ die Reibungswerte im 0,022“-Slotsystem nur für Torquewinkel bis max. 6° ohne Angabe des entsprechend anliegenden Torsionsmoments. Berücksichtigt man in diesem Zusammenhang die Ergebnisse von Chung et al.³⁴ und Badawi et al.¹², so ist davon auszugehen, dass das Torquespiel noch nicht vollständig überschritten war. Passiv selbstligierende Brackets und auch Tubes weisen ein größeres Torquespiel auf, als aktiv selbstligierende, wodurch die im Mittel niedrigeren Friktionswerte zu erklären sind. Weiterhin haben Untersuchungen ergeben, dass die Bracketslotmaße und damit auch das Torquespiel meist größer ist, als die vom Hersteller angegebenen^{7, 31}, was durchaus einen Einfluss auf die Messungen hat. Eine Sonderstellung scheinen das keramische Clarity SL-Bracket und sein metallisches SmartClip Pendant in der jeweils 0,018“-Slotdimension einzunehmen, da die Friktionenwerte, deskriptiv betrachtet, vergleichsweise hoch sind. Aufgrund dessen scheint die Zuordnung zu den aktiv selbstligierenden Brackets von Kim et al.⁸³ seine Berechtigung zu haben. Obwohl der Bogen passiv durch zwei seitliche Ni-Ti-Clips im Slot gehalten wird, kommt es vermutlich durch Verdrillung und Verkantung des 0,016“ x 0,022“ Stahldrahtes zu einer Aufbiegung des Verschlusses. Die zum Teil auftretenden Schwankungen der Friktionenwerte einzelner Attachments zwischen vergleichbaren Torquemomentbereichen können weiterhin der Versuchsmethodik geschuldet sein. Der Bogen wird gleichmäßig durch das Bracket / Tube gezogen und gleichzeitig verdrillt. Dabei kann es zu Verklemmungen kommen, die eine spontan ansteigende Friktion zur Folge haben.

Da sowohl die Applikation eines Kippmomentes als auch die von Torque einen deutlich friktionserhöhenden Effekt zeigten, liegt die Vermutung nahe, dass sich beide Drehmomente in ihrer Wirkung beeinflussen. Eine Analyse über alle Prüfkörper konnte einen additiven Effekt nicht bestätigen. Die vorliegenden Ergebnisse legen nahe, dass für aktiv selbstligierende Brackets eine Interaktion dahingehend vorliegt, dass sich beide Drehmomente in ihrer Wirkung

gegenseitig abschwächen. Bei den konventionellen und passiv selbstligierenden Brackets zeigte sich ebenfalls ein Hinweis darauf, dass sich beide Drehmomente bezüglich der resultierenden Friktion nicht additiv verhalten; hier äußerte sich ein entsprechender Effekt zwar nicht als signifikant, jedoch deuten die Effektstärken einen mittelgroßen Effekt an. Bei den passiv selbstligierenden Brackets ist der Interaktionseffekt zusätzlich mit dem beschriebenen Symmetrieeffekt des Versuchsaufbaus signifikant geworden; hier war zu dem Beginn der Laufstrecke kein signifikanter Effekt beobachtbar, während gegen Ende die Addition eher ausgeschlossen werden konnte. Einzig die Tubes zeigten keinen Interaktionseffekt, weder in Bezug auf einen signifikanten Analysewert noch in Bezug auf die Effektstärke an, so dass ein additiver Effekt für die Tubes nicht auszuschließen ist. Obwohl die Friktion unter Angulation und Torque gemeinsam im Mittel höher ausfiel, stellten sämtliche Keramikbrackets in diesem Zusammenhang eine Besonderheit dar. Im hohen Drehmomentbereich lässt sich hier sogar von einem „subtraktiven“ Verhalten der Effekte sprechen. Demzufolge minimiert ein zusätzlich anliegendes Kippmoment die durch ein hohes Torsionsmoment erzeugte Friktion bei Keramik. Meling et al.¹⁰⁴ untersuchten den Effekt von Momenten zweiter Ordnung auf die Applikation von Torque, allerdings verwendeten sie hierzu einen völlig anderen Messaufbau. Des Weiteren stand hier nicht die Fragestellung der Friktionswirkung beider Drehmomente im Fokus, sondern vielmehr eine mögliche Beeinflussung des Torquedrehmomentes durch ein Kippmoment. Sie konnten eine Interaktion dahingehend feststellen, dass eine Bracketangulation zu einer Torquemomenterhöhung für Torquewinkel unter 22° führt. Da das Torsionsmoment neben dem verwendeten Brackettyp bzw. der Slotfertigung auch von der Drahtlänge, dem Drahtmaterial und dem Querschnittsmaß abhängt, können, abhängig vom Versuchsaufbau, unterschiedliche Torquewinkel unterschiedliche Torsionsmomente zur Folge haben. Obwohl in der vorliegenden Arbeit ausschließlich Torquemomente erfasst wurden, lassen sich dennoch Rückschlüsse auf die Untersuchung von Meling et al.¹⁰⁴ ziehen. Die Ergebnisse zeigten eindeutig eine Abhängigkeit der Friktion vom anliegenden Torquemoment. Führt die Angulation des Brackets bei gleichzeitig anliegendem Torque nun zu einer Torquemomenterhöhung, wie von Meling et al.¹⁰⁴ festgestellt, so steigt auch die Friktion. Das konnte, mit Ausnahme des „subtraktiven Effektes“ für Keramikbrackets im hohen Torquemomentbereich, bestätigt werden. Die Friktion steigt aber nicht im Sinne einer Addition der Nettofriktion für Torque und Angulation, vielmehr zeigten sich unterschiedlich starke Interaktionseffekte beider Drehmomente. Stellt man nun einzelne Attachmentgrup-

pen gegenüber, wie in Fragestellung 3 erfolgt, so zeigt sich, dass die niedrigsten Friktionswerte im Mittel die Tubes aufwiesen und es zwischen ihnen und konventionellen Metallbrackets keinen statistisch signifikanten Unterschied gab. Zu der Gruppe der konventionellen Metallbrackets zählte auch das Equilibrium ti-Bracket aus biokompatiblen Titan. In Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Bourauel et al.²¹ sind die Reibungsmittelwerte mit denen konventioneller Edelstahlbrackets vergleichbar und die Friktionseigenschaften allgemein als günstig zu bezeichnen. Die höchsten Friktionswerte erzielten die aktiv selbstligierenden Brackets, wenngleich sich die Netto-Friktionswerte im Vergleich zu passiv selbstligierenden Brackets für Torque und Angulation nicht statistisch signifikant unterschieden. Grundsätzlich muss berücksichtigt werden, dass es auch innerhalb einzelner Attachmentgruppen eine große Probenvielfalt gab. So wies das zu den passiven selbstligierenden Brackets eingeordnete SmartClip- Bracket in dieser Gruppe als einziges einen mehr als additiven Friktionseffekt auf, was sich auf die Analyseergebnisse der Gruppe niederschlägt. Grund hierfür kann die bereits beschriebene mögliche Aufbiegung und Belastung des NiTi-Clips sein. Die Tatsache, dass die aktiv selbstligierenden Brackets eine signifikante Interaktion zeigten, liegt vermutlich am Verschlussmechanismus und am festeren Bogenengagement. Dafür sprechen auch die höheren Friktionswerte im Bereich 4 und die Annäherung der Graphen für T und AuT. Aufgrund des Anpressdrucks des Verschlusses scheinen sich Angulationseffekte in Kombination mit Torque nicht so stark auszuwirken wie es vergleichsweise in den anderen Gruppen der Fall ist. Bei den konventionellen Brackets wird der Ligaturendruck durch die minimal angezogene Stahlligatur so gering wie möglich gehalten, wobei es auch bei der manuellen Anbringung zu kleinen individuellen Abweichungen gekommen sein kann. Es fällt auf, dass für alle Attachments eine Interaktion der Effekte im negativen Drehmomentbereich wahrscheinlicher anzunehmen ist. Eine mögliche Erklärung hierfür liefert das Versuchsdesign. Wie bereits diskutiert, ist eine plastische Deformation des Bogens nicht auszuschließen, zumal die Bedingung AuT als letztes im Messskript erfasst wurde. Die Tatsache, dass allein für die Gruppe der Tubes eine Addition der Drehmomenteffekte nicht ausgeschlossen werden kann, ist vermutlich auf das relativ große Torquespiel zwischen Bracket und Bogen und das Slotdesign (Röhrchen) zurückzuführen. Betrachtet man im Weiteren die Einflussgröße des Materials, so ergibt sich auch für das gleichzeitige Einwirken von Torque- und Angulationsmomenten ein friktionserhöhender und interaktiver Effekt für Keramik. Bildlich ist dies schon an den nahe beieinander liegenden Graphen zu erkennen. Obwohl für Keramik im hohen Torquemomentbereich ein

„subtraktiver Effekt“ vorliegt, so ist die durchschnittliche Gesamtfriktion immernoch höher als für Metall. Allerdings beeinflussen die sehr hohen Werte des Inspire ICE- Brackets die Gesamtanalyse, da das Mystique MB-Bracket im deskriptiven Vergleich niedrigere Reibungswerte aufwies. Vermutlich liegt das an der bereits diskutierten Silikatbeschichtung. In der Literatur wird Keramik im Vergleich zu Metall ein Friktionsnachteil bescheinigt^{5, 16, 82, 113, 138}, der auch in dieser Untersuchung signifikant für das monokristalline Inspire ICE-Bracket und deskriptiv für das QuicKlear und Clarity SL-Bracket bestätigt werden konnte. Letzteres ist mit einem Stahlinsert als Slot einlage versehen, um so eine Reduzierung des materialabhängigen Friktionskoeffizienten und damit auch eine Reibungsminimierung zu erreichen. Dass Keramikbrackets mit einem Metall-Slot in ihrer Funktion vergleichbar mit Stahlbrackets sind, konnten Kusy und Whitley⁹⁴ in ihrer Untersuchung darlegen. Daher sind die erhöhten Reibungswerte auch hier vermutlich wieder auf die Belastung des NiTi-Clips zurückzuführen. In der vorliegenden Studie wurde ebenfalls ermittelt, ob es einen signifikanten Unterschied bezüglich der Slotdimension gibt. Das konnte verneint werden und bestätigt somit die Ergebnisse von Vaughan et al.¹⁶² und Kusy et al.⁹³. Abschließend kann festgehalten werden, dass die gemeinsamen Effekte von Angulations- und Torquemomenten zwischen verschiedenen Brackets zum Teil stark variieren und im Allgemeinen von einem Interaktionseffekt ausgegangen werden muss. Die Bewertung der Ergebnisse sollte jedoch immer unter kritischer Betrachtung des Versuchsaufbaus, des Messvorgangs und der Stichprobenszusammensetzung erfolgen.

5.3 Klinische Relevanz

In der Kieferorthopädie ist die Kenntnis über die Friktion und ihre Zusammenhänge für den Behandler unabdingbar. Mindestens 50% der applizierten Kraft geht durch Reibung im Bracket-Bogen-Komplex verloren⁴⁵. Während eine ausreichend hohe Friktion für differenzierte Behandlungsaufgaben, wie zum Beispiel die Übertragung von Torque, wünschenswert ist, so stellt sie doch einen erheblichen Nachteil für die bogengeführten Zahnbewegung dar. In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass neben Angulationsmomenten auch Torquekonflikte einen entscheidenden Einfluss ausüben. Beide Faktoren zusammen wirken friktionserhöhend, wenngleich im Mittel nicht in dem Maße wie die reine Addition der Effekte naheläge. Basierend auf den Erkenntnissen dieser Arbeit und unter Berücksichtigung der

Literatur, sollen im Folgenden Hinweise und Empfehlungen bezüglich der klinischen Relevanz ausgesprochen werden.

Da das Auftreten von Friktion erwiesenermaßen unvermeidbar ist, könnte sich der Behandler auch gezielt für eine friktionslose Mechanik entscheiden. Dazu zählen zum Beispiel die sogenannten „Loop-Bögen“, wie sie in der segmentierten Bogentechnik Anwendung finden²⁶. Allerdings erfordern diese einen höheren Zeitaufwand für die Herstellung und eine genaue Kenntnis über ihre entsprechende Aktivierung. Daher stellt die bogengeführte Mechanik immer noch die gängigste und einfachste Behandlungsmethode dar⁴⁵. Um hierbei die Friktion so gering wie möglich zu halten, hat der Behandler nicht nur die Wahl zwischen unterschiedlichen Brackets, sondern auch zwischen verschiedenen Drahtmaterialien. Generell wird dazu die Verwendung eines slotfüllenden Kantbogens hoher Festigkeit empfohlen⁴⁵. Wie bereits geschildert, steigt die Friktion jedoch mit höherem Querschnittsmaß und ebenfalls mit weniger Kantenverrundung des Drahtes an^{29, 51, 108, 141, 153, 154, 162}. Daher verwendeten Burrow et al.²⁴ zur Bestimmung der Eckzahnretraktionsrate leicht unterdimensionierte Rundbögen. Allerdings gaben Drescher et al.⁴⁵ zu bedenken, dass zwar die Verwendung eines leicht unterdimensionierten Rundbogens geringere Reibungswerte erwarten lässt, jedoch wird dem Zahn eine zu große Kippung erlaubt, was wiederum zu einer Steigerung der Friktion führt. Weiterhin machten sie auf das Problem der „Bioreibung“ aufmerksam, womit die Friktion zwischen Zahn und Knochenkompakta bei der fehlenden oro-vestibulären Kontrolle gemeint ist. Gerade die Kippung in oro-vestibulärer Richtung ist es, die bei Verwendung eines Kantbogens und einseitig bukkalem Kraftangriff zu einem Torquekonflikt führt. Die Ergebnisse dieser Arbeit belegten den starken Friktionsanstieg, sobald das Torquespiel des Brackets respektive Tubes überwunden wurde. Demzufolge sollte die Behandlungsmechanik so gewählt werden, dass der Einfluss von Drehmomenten minimiert wird. Eine Überlegung diesbezüglich ist die Verwendung von sogenannten „Powerhooks“. Damit wird der Kraftansatzpunkt auf die Höhe des Widerstandszentrums verlegt und damit die Entstehung eines Kippmomentes verhindert^{139, 164}. Es sollte jedoch darauf geachtet werden, nicht unterhalb des Widerstandszentrums zu geraten, weil es dann erneut zu einem starken Anstieg der Friktion kommt. Durch einen gleichzeitigen Kraftangriff von oral, kann ein „bukkales Rollen“ vermieden werden. Grundsätzlich gilt es immer, bei der Wahl der Behandlungsmechanik, den individuellen Zustand des Parodontalapparates und der Zähne zu berücksichtigen, denn dadurch wird die Lage des Widerstandszentrums beeinflusst¹⁶⁴. Eine zu hohe Friktion hat

immer eine erhöhte Belastung der Verankerungseinheit zur Folge⁴⁵. Die Prinzipien der Verankerung wurden bereits durch *Isaac Newton* beschrieben und so beinhaltet das dritte Newtonsche Axiom folgende Kernaussage: $Actio = Reactio$ ¹¹¹. Unter der Berücksichtigung, dass für die Molarenröhrchen die niedrigste Friktion ermittelt werden konnte, muss sich der Behandler im Vorhinein Gedanken über die Verankerungssituation im Molarenbereich machen. Die Untersuchung von Ziegler und Ingervall¹⁶⁶ zeigte im Vergleich zu den in vitro ermittelten Messwerten, einen doch widererwartend geringeren Verankerungsverlust im Molarenbereich bei einer Eckzahnretraktion. Brinkmann und Miethke⁷⁸ begründeten dies mit dem nicht zu vernachlässigen Einfluss der physiologischen Zahnbeweglichkeit. Die Tatsache, dass durch die Bracketauswahl und die Ligaturform die Reibung ebenfalls beeinflusst wird, kann sich der Behandler gezielt zu Nutze machen. In Abhängigkeit von der Behandlungsaufgabe und der Verankerungssituation, kann man sich beispielsweise gezielt für zwei unterschiedliche Bracketarten im Front- und Molarenbereich oder auch für die Verwendung zweier Slotdimensionen entscheiden. Letzteres fusst auf den Überlegungen von Schudy¹³⁶, welcher das sogenannte „bimetrische System“ in der Edgewise-Technik erstmals 1975 vorstellte. Er verwendete für die Front Brackets mit einem 0,018“-Slotsystem und zur Friktionsminderung im Molarenbereich entsprechend ein 0,022“-Slotsystem. Häufig werden im Frontbereich ästhetische Keramikbrackets geklebt und im nicht sichtbaren Bereich Metallbrackets. Aufgrund des dadurch bedingten höheren Friktionswiderstandes im Frontbereich, kann es zu einem unvorhersagbaren Verankerungsverlust kommen, was bei einer derartigen Bracketkombination vom Behandler berücksichtigt werden muss^{16, 113, 116}. Nicht nur in Hinblick auf die günstigeren Friktionseigenschaften, sondern auch bezüglich der Rotationskontrolle, sollte die Wahl auf ein eher breiteres Bracketdesign fallen^{45, 116, 158, 164}. Eine weitere Möglichkeit zur Friktionsminimierung stellt die Abrundung der Kanten des Führungsbogens dar, denn mit abnehmendem Querschnitts- und Kantenverrundungsmaß sinkt auch die Reibung. Dem Behandler bleibt es demnach überlassen, die Kanten des Drahtes manuell durch vorsichtiges Polieren abzurunden. Auf der einen Seite kommt es so zwar zu einem Verlust der oro-vestibulären Kontrolle, auf der anderen Seite jedoch wird das Risiko einer extrem hohen Friktion durch auftretende Torquedrehmomente minimiert. Bezogen auf die Drahteigenschaften gaben Drescher et al.⁴⁵ weiterhin zu bedenken, dass die Oberflächenbeschaffenheit des Bogens den dominierenden Faktor für sein Reibungsverhalten darstellt. Mittlerweile existieren neben verschiedenen Beschichtungsverfahren noch diverse weitere

Ansätze zur Oberflächenvergütung orthodontischer Drähte^{30, 75}. Eine in diesem Zusammenhang für den Behandler noch nachträglich anzuwendende und einfache Methode ist die Feinstpolitur von Edelstahldrähten, durchzuführen zum Beispiel im Sinne einer elektrochemischen Oberflächenpolitur. Im zahntechnischen Bereich werden derartige Verfahren zur Metallpolitur standardmäßig angewendet. Dass eine spezielle elektrochemische Oberflächenvergütung einen signifikant friktionsreduzierenden Effekt hat, konnten auch Roehlike et al.¹³² in ihrer Untersuchung bestätigen.

Abschließend lässt sich feststellen, dass, basierend auf den bisherigen Erkenntnissen über die Friktionszusammenhänge, dem Behandler vielerlei Möglichkeiten zur Verfügung stehen, diese gezielt zu beeinflussen. Während für einige Behandlungsaufgaben, wie zum Beispiel für die Torqueübertragung, eine hohe Friktion sogar unerlässlich ist, so ist sie doch von Nachteil bei der bogengeführten Zahnbewegung. Gerade aktiv selbstligierende Brackets weisen eine gute Torquekontrolle auf, sind jedoch bei Gleitmechaniken von Nachteil^{33, 59, 163}. Unter Berücksichtigung der vorliegenden Ergebnisse, erscheint es sinnvoll, sich für ein konventionelles, breiteres Bracket mit Stahlligatur zu entscheiden. Hiermit lassen sich differenzierte Behandlungsaufgaben wie zum Beispiel eine gute Torqueübertragung in der Front und Friktionsminimierung im Seitenzahnbereich lösen, da über das Anziehen der Ligatur (fest / locker) das Bogenengagement entsprechend modifiziert und angepasst werden kann, während dies bei selbstligierenden Systemen nicht möglich ist. Grundsätzlich sollte der Behandler das Auftreten zu großer Drehmomente bei der bogengeführten Zahnbewegung mit einer entsprechenden Behandlungsmechanik vermeiden, da andernfalls die Friktion so stark ansteigen kann, dass es zu einem Stillstand der Zahnbewegung kommt.

6. Schlussfolgerungen

1. Die vorliegende Arbeit gibt einen umfassenden Überblick über das Friktionsverhalten verschiedener auf dem Markt befindlicher Bracket- und Tubesysteme unter Einwirkung von Angulations- und verschiedenen Torquedrehmomenten.
2. Sowohl das Anlegen eines Angulationsmomentes als auch die Applikation verschiedener Torquedrehmomente führten zu einer Friktionserhöhung.
3. Die durch gleichzeitige Applikation von Angulations- und Torquemomenten entstehenden Friktionskräfte addierten sich nicht. Es liegt ein Interaktionseffekt vor.
4. Die niedrigsten Friktionswerte wiesen Tubes auf, die höchsten die aktiv selbstligierenden Brackets.
5. Für sämtliche Keramikbrackets konnte im hohen Torquedrehmomentbereich ein „subtraktiver Effekt“ unter simultaner Einwirkung beider Drehmomente nachgewiesen werden.
6. Keramikbrackets wiesen im Mittel höhere Friktionswerte als Metallbrackets auf.
7. Es gab keinen Unterschied in der mittleren Friktion bei Bracket / Tubes unterschiedlicher Slotgröße.

7. Zusammenfassung

Bei Verwendung orthodontischer Multibracketapparaturen sind Reibungsverluste innerhalb des Bracket-Bogen-Komplexes erwiesenermaßen unvermeidbar. Bei der bogengeführten Zahnbewegung kommt es durch den Kraftangriff am Bracket respektive Tube zum Auftreten reaktiver Drehmomente. Es entstehen aufgrund einer mesio-distalen und gleichzeitig oro-vestibulären Kippbewegung Winkel- und Torquekonflikte zwischen Bracket und Bogen. Beide für sich wirken friktionserhöhend, wobei der Torque nach Überwindung des individuellen Torquespiels einen größeren Einfluss ausübt. In Anbetracht der Tatsache, dass beide Drehmomente klinisch simultan auftreten, war es das Ziel dieser Arbeit zu überprüfen, ob es eine Wechselwirkung zwischen den beiden Drehmomenten gibt.

Hierzu wurden 31 obere rechte Eckzahnbrackets und neun obere erste Molarenröhrchen mit 0,018“- und 0,022“-Slotsystem unter slotentsprechender Verwendung von 0,016“ x 0,022“ (0,018“er Slot) und 0,019“ x 0,025“ (0,022“er Slot) Edelstahlstangendrähnen in einer dreimaligen Wiederholungsmessung untersucht. Die Messungen wurden robotergestützt durchgeführt. Ein Messprotokoll enthielt die vier Untersuchungsbedingungen: (1) Nullmessung (NM), (2) Angulation (AM), (3) Torque (TM) (+10 Nmm bis -10 Nmm) und (4) simultan Angulation + Torque (AuT) (+10Nmm bis -10Nmm). Die Messstrecke betrug konstant 40 mm, und aufgezeichnet wurden die Friktionswerte in Abhängigkeit zum anliegenden Torquedrehmoment.

Über alle Proben betrachtet, konnte ein additiver Friktionseffekt beider Drehmomente ausgeschlossen werden. Obwohl die Friktion im Mittel unter gleichzeitiger Einwirkung von Angulation und Torque deskriptiv bei den meisten Prüfkörpern höher ausfiel, stellten die Keramikbrackets mit einem „subtraktiven“ Effekt von Angulation und Torque im hohen Torquedrehmomentbereich diesbezüglich eine Ausnahme dar. Die höchsten durchschnittlichen Friktionswerte wiesen die aktiv selbstligierenden Brackets auf, gefolgt von den passiv selbstligierenden und konventionellen Brackets; die niedrigsten die Tubes. Bezogen auf das Material konnte für Keramik im Mittel ein Friktionsnachteil beobachtet werden. Es gab keinen signifikanten Unterschied in der mittleren Friktion bei Brackets und Tubes unterschiedlicher Slotgröße.

8. Summary

Using orthodontic multibracket appliances, the loss of applied forces due to friction inside the bracket-archwire-complex is unavoidable. The application of force to the bracket or tube leads to the generation of reactive moments during arch guided tooth movement. Because of mesial or distal and simultaneously oro-vestibular tooth tipping angulation and torque conflicts between bracket and archwire occur. Both moments lead to an increase in friction, but the torque exerts a greater influence after overcoming the torsional play. In view of the fact that both, angulation and torque moments, occur clinically simultaneously, the objective of this study was to analyse whether there is an interaction between the two moments.

For this purpose, a total of 31 upper right canine brackets and nine upper first molar tubes with 0,018"- and 0,022" slot system were examined with a slot appropriate use of 0,016" x 0,022" (0,018" slot) and 0,019" x 0,025" (0,022" slot) stainless steel wires in a threefold repetition measurement. The measurements were performed using a robot-based measurement system. The friction was determined under the following four conditions: baseline measurement (NM), angulation (AM), torque (TM) and simultaneous application of both moments (AuT) in the range of +10Nmm to -10Nmm. The measuring distance was 40mm and the amount of friction was recorded in response to the applied torque moment.

Across all samples the frictional forces, originating by both moments, did not add up. Although the average friction was higher under the simultaneous action of angulation and torque moments, the ceramic brackets displayed a "subtractive" effect in the high torque moment range. The highest average friction values were found with active self-ligating brackets, followed by the conventional and passive self-ligating brackets, and the lowest the tubes. Relating to the material, ceramics showed lower friction forces. There was no significant difference in the mean friction of brackets and tubes of different slot sizes.

9. Literaturverzeichnis

1. Adenta G. Handhabung des Time Bracket: Produktkatalog 2003.
2. Akin-Nergiz N, Nergiz I, Platzer U, Behlfelt K: Scherfestigkeit von Titanbrackets in Abhängigkeit vom Beschichtungsverfahren. *J Orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop* 1995;56:49-55.
3. Al-Waheidi EM. Allergic reaction to nickel orthodontic wires: a case report. *Quintessence Int.* 1995;26:385-387.
4. Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022 x 0.028 edge-wise bracket in vitro. *J Biomech* 1970;3:151-160.
5. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Jr., Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;98:499-506.
6. Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C. Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. A systematic review. *Angle Orthod* 2010;80:201-210.
7. Archambault A, Major TW, Carey JP, Heo G, Badawi H, Major PW. A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets. *Angle Orthod* 2010;80:884-889.
8. Articolo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP. Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. *Eur J Orthod* 2000;22:409-425.
9. Articolo LC, Kusy RP. Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999;115:39-51.
10. Baccetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. *Angle Orthod* 2006;76:211-216.
11. Baccetti T, Franchi L, Camporesi M. Forces in the presence of ceramic versus stainless steel brackets with unconventional vs conventional ligatures. *Angle Orthod* 2008;78:120-124.
12. Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, Heo G, Major PW. Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008;133:721-728.
13. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1987;91:316-320.

14. Bartz WJ. Zur Geschichte der Tribologie: Expert; 1988.
15. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997;112:138-144.
16. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991;100:513-522.
17. Birnie D. The Damon Passive Self-Ligating Appliance System. *Sem Orthod* 2008;14:19-35.
18. 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 Dentofac Orthop* 2008;133:340 e341-347.
19. 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.
20. Bourauel C HP, Höse N, Keilig L, Jäger A. Die Friktion bei der bogengeführten Zahn- bewegung - eine Übersicht. *Inf Orthod Kieferorthop* 2007;39:18-26.
21. Bourauel C, Sernetz F., Drescher D. Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahn- bewegung unter Einsatz von Titan- und Stahl-Brackets. *Kieferorthop* 1997;2:107.
22. Brauchli LM, Senn C, Wichelhaus A. Active and passive self-ligation-a myth? *Angle Orthod* 81:312-318.
23. Budd S, Daskalogiannakis J, Tompson BD. A study of the frictional characteristics of four commercially available self-ligating bracket systems. *Eur J Orthod* 2008;30:645-653.
24. Burrow SJ. Canine retraction rate with self-ligating brackets vs conventional edgewise brackets. *Angle Orthod* 80:438-445.
25. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009;135:442-447.
26. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod* 1982;82:361-378.
27. Burstone CJ, Liebler SA, Goldberg AJ. Polyphenylene polymers as esthetic orthodontic archwires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 139:e391-398.

28. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Lena A, Scribante A, Vallittu PK, Lassila LV. Force levels of fiber-reinforced composites and orthodontic stainless steel wires: a 3-point bending test. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008;133:410-413.
29. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;124:395-402.
30. 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.
31. Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets--are standards as expected? *Angle Orthod* 2004;74:450-453.
32. 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.
33. Chen SS-H, Greenlee GM, Kim J-E, Smith CL, Huang GJ. Systematic review of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 137:726.e721-726.e718.
34. Chung M, Nikolai RJ, Kim KB, Oliver DR. Third-order torque and self-ligating orthodontic bracket-type effects on sliding friction. *Angle Orthod* 2009;79:551-557.
35. De Franco DJ, Spiller RE, von Fraunhofer JA. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod* 1995;65:63-72.
36. Dentaureum. Dentaureum-Metallbrackets- Zug um Zug zum Erfolg: Katalog 2010.
37. Dentaureum. Hightech für Ihren Erfolg - discovery sl: Katalog 2011.
38. Dickson JA, Jones SP, Davies EH. A comparison of the frictional characteristics of five initial alignment wires and stainless steel brackets at three bracket to wire angulations--an in vitro study. *Br J Orthod* 1994;21:15-22.
39. DIN NDNi. Zahnheilkunde-Brackets und Röhrchen für die Kieferorthopädie (ISO/DIS 27020:2008); Deutsche Fassung prEN ISO 27020:2008.
40. Doshi UH, Bhad-Patil WA. Static frictional force and surface roughness of various bracket and wire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 139:74-79.
41. Downing A, McCabe J, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1994;21:349-357.
42. 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.
43. Dowson D. History of tribology / D. Dowson. London ; New York: Longman; 1979.

44. Dr. G. H. Hanson DJLB. häufig gestellte Fragen über die selbstligierende SPEED Apparatur. In: Industries SSOS, Canada; 2009.
45. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. The loss of force by friction in arch-guided tooth movement. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:99-105.
46. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Optimization of arch guided tooth movement by the use of powerhooks. *Prakt Kieferorthop* 1991;5:201-208.
47. Drescher D, Bourauel C, Thier M. Orthodontic measuring and simulating systems (OMSS) for the static and dynamic analysis of tooth movement. *Fortschr Kieferorthop* 1991;52:133-140.
48. Drescher D, Laaser W, Schumacher HA. Materials technology research on the problem of friction between bracket and arch. *Fortschr Kieferorthop* 1989;50:256-267.
49. Eberting JJ, Straja SR, Tuncay OC. Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res* 2001;4:228-234.
50. 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.
51. Ehsani S, Mandich M-A, El-Bialy TH, Flores-Mir C. Frictional Resistance in Self-Ligating Orthodontic Brackets and Conventionally Ligated Brackets. *Angle Orthod* 2009;79:592-601.
52. Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2008;30:661-667.
53. Fansa M, Keilig L, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. The Leveling Effectiveness of Self-ligating and Conventional Brackets for Complex Tooth Malalignments. *J Orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop* 2009;70:285-296.
54. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;106:265-272.
55. Fleming PS, Johal A. Self-Ligating Brackets in Orthodontics. *Angle Orthod* 2012;80:575-584.
56. Forsberg C-M, Brattström V, Malmberg E, Nord CE. Ligation wires and elastomeric rings: two methods of ligation, and their association with microbial colonization of *Streptococcus mutans* and *Lactobacilli*. *Eur J Orthod* 1991;13:416-420.
57. Fourie Z, Ozcan M, Sandham A. Effect of dental arch convexity and type of archwire on frictional forces. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009;136:14 e11-17.

58. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. *Am J Orthod* 1980;78:593-609.
59. Fuck L-M. Friktionsverhalten selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme. *Inf Orthod Kieferorthop* 2007;39:6.
60. GAC D. In-Ovation-C Das selbstligierende Keramikbracket. Produktkatalog 2008.
61. 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.
62. Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986;90:199-203.
63. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992;8:197-202.
64. Göz G. Kieferorthopädie II: Zahnbewegung. Vol 4. Amsterdam: Elsevier 2000.
65. Grehn J, Krause J. Metzler-Physik: Metzler; 2000.
66. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2005;127:670-675.
67. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003;123:416-422.
68. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2006;130:666-670.
69. Hamdan A, Rock P. The effect of different combinations of tip and torque on arch-wire/bracket friction. *Eur J Orthod* 2008;30:508-514.
70. Harradine N. The History and Development of Self-Ligating Brackets. *Sem Orthod* 2008;14:5-18.
71. Harradine NWT. Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res* 2001;4:220-227.
72. Hayashi K, Araki Y, Mizoguchi I. Nonlinear large-deflection analysis of orthodontic wires. *Angle Orthod* 2004;74:112-117.
73. Henao SP, Kusy RP. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod* 2004;74:202-211.

74. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tacy RJ. Optimal force, differential force, and anchorage. *Am J Orthod* 1969;55:437-457.
75. Husmann P, Bourauel C, Wessinger M, Jager A. The frictional behavior of coated guiding archwires. *J Orofac Orthop* 2002;63:199-211.
76. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 1991;13:322-328.
77. Jones SP, Tan CCH, Davies EH. The effects of reconditioning on the slot dimensions and static frictional resistance of stainless steel brackets. *Eur J Orthod* 2002;24:183-190.
78. Jost-Brinkmann P, Miethke RR. The effect of physiological tooth mobility on the friction between the bracket and the arch. *Fortschr Kieferorthop* 1991;52:102-109.
79. 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 Dentofac Orthop* 1990;98:117-126.
80. Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Frictional resistance in orthodontic brackets with repeated use. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999;116:400-404.
81. Kapur Wadhwa R, Kwon HK, Close JM. Frictional resistances of different bracket-wire combinations. *Aust Orthod J* 2004;20:25-30.
82. 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.
83. Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008;133:187 e115-124.
84. Krishnan M, Kalathil S, Abraham KM. Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2009;136:675-682.
85. Kusy R, Whitley J. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod* 1999;21:199-208.
86. Kusy RP. The future of orthodontic materials: the long-term view. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998;113:91-95.
87. Kusy RP. Ongoing innovations in biomechanics and materials for the new millennium. *Angle Orthod* 2000;70:366-376.

88. Kusy RP. Orthodontic biomechanics: vistas from the top of a new century. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2000;117:589-591.
89. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of sliding velocity on the coefficients of friction in a model orthodontic system. *Dent Mater* 1989;5:235-240.
90. Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots. I. The dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;98:300-312.
91. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 1990;23:913-925.
92. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: Derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod* 1999;21:199-208.
93. Kusy RP, Whitley JQ. Resistance to sliding of orthodontic appliances in the dry and wet states: influence of archwire alloy, interbracket distance, and bracket engagement. *J Biomed Mater Res* 2000;52:797-811.
94. 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;71:364-374.
95. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of fluid media on the frictional coefficients in orthodontic sliding. *Sem Orthod* 2003;9:281-289.
96. Kusy RP, Whitley JQ, Mayhew MJ, Buckthal JE. Surface roughness of orthodontic archwires via laser spectroscopy. *Angle Orthod* 1988;58:33-45.
97. Läßle V. Einführung in die Festigkeitslehre: Lehr- und Übungsbuch: Vieweg+Teubner Verlag; 2008.
98. Lee BW. The force requirements for tooth movement, Part I: Tipping and bodily movement. *Aust Orthod J* 1995;13:238-248.
99. Loftus BP, Artun J, Nicholls JJ, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1999;116:336-345.
100. Ludwig B, Glasl B, Bock F, Bock J, Goldbecher H, Lietz T. Selbstligierende Brackets: Konzepte und Behandlung: Thieme Georg Verlag; 2009.
101. MC Brückner, D. Drescher Friktionsverhalten verschiedener selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme unter Einwirkung von Torque und Angulation Posterpräsentation DGKFO Dresden 2011.

102. Marques IS, Araujo AM, Gurgel JA, Normando D. Debris, roughness and friction of stainless steel archwires following clinical use. *Angle Orthod* 2010;80:521-527.
103. Matarese G, Nucera R, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, Cordasco G. Evaluation of frictional forces during dental alignment: an experimental model with 3 non-leveled brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2008;133:708-715.
104. Meling TR, Odegaard J. The effect of second-order couple on the application of torque. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998;113:256-262.
105. Meyer HJ. Meyers grosses Konversations-Lexikon: Ein Nachschlagewerk des allgemeinen Wissens: Bibliographisches Institut; 1909.
106. Mezomo Mc, de Lima ES, de Menezes LM, Weissheimer A, Allgayer S. Maxillary canine retraction with self-ligating and conventional brackets. *Angle Orthod* 2012;81:292-297.
107. Mills D, Adler C, Zillgitt M, Whittaker ECON, Zober GCON, Zober PCON. Arbeitsbuch zu Tipler/Mosca Physik für Wissenschaftler und Ingenieure: Spektrum Akademischer Verlag; 2005.
108. Moore MM, Harrington E, Rock WP. Factors affecting friction in the pre-adjusted appliance. *Eur J Orthod* 2004;26:579-583.
109. Morina E, Eliades T, Pandis N, Jäger A, Bourauel C. Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod* 2008;30:233-238.
110. Neumann P, Bourauel C, Jäger A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci* 2002;13:141-147.
111. Newton I. *Philosophiae naturalis principia mathematica*. London; 1726.
112. Nikolai RJ. Periodontal ligament reaction and displacements of a maxillary central incisor subjected to transverse crown loading. *J Biomech* 1974;7:93-99.
113. Nishio C, da Motta AF, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2004;125:56-64.
114. Obaidi HA A-MA. The Frictional Coefficient Comparison Between Stainless Steel And Be-ta– Titanium Arch wires Ligatured to the Stainless Steel Bracket Via Different Ligatures. *Al–Rafidain Dent J*. 2008;8:79-82.
115. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;109:535-542.

116. Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1992;26:425-432.
117. Pandis N, Bourauel C, Eliades T. Changes in the stiffness of the ligating mechanism in retrieved active self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007;132:834-837.
118. Partowi S, Keilig L, Reimann S, Jager A, Bourauel C. Experimental analysis of torque characteristics of orthodontic wires. *J Orofac Orthop* 2010;71:362-372.
119. Pilon JJGM, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC. Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;110:16-23.
120. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 1998;20:283-291.
121. Pliska BT, Beyer JP, Larson BE. A comparison of resistance to sliding of self-ligating brackets under an increasing applied moment. *Angle Orthod* 2012;81:794-799.
122. Popov VL. *Kontaktmechanik Und Reibung: Ein Lehr- Und Anwendungsbuch Von Der Nanotribologie Bis Zur Numerischen Simulation*: Springer; 2009.
123. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990;98:398-403.
124. Rajakulendran J, Jones S. Static frictional resistances of polycrystalline ceramic brackets with metal slot inserts. *Aust Orthod J* 2006;22:147-152.
125. Rauch ED. Torque and its application to orthodontics. *Am J Orthod* 1959;45:817-830.
126. Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003;124:69-73.
127. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 1957;43:32-45.
128. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod* 1967;53:721-745.
129. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthod* 2003;73:86-92.
130. Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Measurement of friction forces between stainless steel wires and "reduced-friction" self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010;138:330-338.

131. Rinchuse DJ, Miles PG. Self-ligating brackets: present and future. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007;132:216-222.
132. Roehlike J BB, Meier M, Schatlo, Bourauel C. Bis zu 30% weniger Friktion. *Kieferorthop KN* 4. 2010:5-7.
133. Rossouw PE. Friction: an overview. *Sem Orthod* 2003;9:218-222.
134. Schlegel V. Relative friction minimization in fixed orthodontic bracket appliances. *J Biomech* 1996;29:483-491.
135. Schmutz GPF, Holtgrave EA, Drescher D. *Kieferorthopädie: klinische Technik*: Thieme; 1997.
136. Schudy FF, Schudy GF. The bimetric system. *Am J Orthod* 1975;67:57-91.
137. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The effect of the ligature on the friction between bracket and arch. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:106-116.
138. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The friction behavior of the ceramic bracket in arch wire-guided tooth movement. *Fortschr Kieferorthop* 1990;51:259-265.
139. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Arch-guided tooth movement--its dynamics, efficacy and side effects. *Fortschr Kieferorthop* 1991;52:141-152.
140. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Frictional forces and movement dynamics in the mesialization of the second molar after the extraction of the sixth-year molar. An in-vitro study. *Fortschr Kieferorthop* 1993;54:255-262.
141. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Frictional forces when rectangular guiding arches with varying edge bevel are employed. *J Orofac Orthop* 1998;59:139-149.
142. 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.
143. Schuster G, Reichle R, Bauer R, Schopf P. Allergies Induced by Orthodontic Alloys: Incidence and Impact on Treatment. *J Orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop* 2004;65:48-59.
144. Schwarz AM. Die Gewebsveränderungen bei orthodontischen Maßnahmen. *J Orofac Orthop/Fortschr Kieferorthop* 1931;1:381-407.
145. Sernetz F. Physikalische und technische Eigenschaften von Drähten für die Kieferorthopädie und Orthodontie - Teil 2 (Biegung und Torsion). *Quintessenz Zahntech* 1999;25:569-574.

146. Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;106:472-480.
147. Sims AP, Waters NE, Birnie DJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement ex vivo through three types of pre-adjusted brackets when subjected to determined tip or torque values. *Br J Orthod* 1994;21:367-373.
148. Sims AP, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod* 1993;15:377-385.
149. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 1986;89:485-491.
150. Stefanos S, Secchi AG, Coby G, Tanna N, Mante FK. Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2010;138:463-467.
151. Storey E, Smith, R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. *Aust Dent J* 1952;56:11-13.
152. Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. *Angle Orthod* 1991;61:285-290.
153. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996;66:215-222.
154. Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Iorio D, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod* 2005;75:1041-1045.
155. Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod* 1998;20:589-596.
156. Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002;121:472-482.
157. Thorstenson GA, Kusy RP. Effect of archwire size and material on the resistance to sliding of self-ligating brackets with second-order angulation in the dry state. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2002;122:295-305.
158. Tidy DC, Orth D. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989;96:249-254.
159. Tselepis M, Brockhurst P, West VC. The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1994;106:131-138.

160. Turnbull NR, Birnie DJ. Treatment efficiency of conventional vs self-ligating brackets: Effects of archwire size and material. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007;131:395-399.
161. Unitek M. Clarity I sl self-ligating appliance system. Produktkatalog 2007.
162. Vaughan JL, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995;107:20-27.
163. Voudouris JC, Schismenos C, Lackovic K, Kuftinec MM. Self-ligation esthetic brackets with low frictional resistance. *Angle Orthod* 2010;80:188-194.
164. Yamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y. A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996;109:50-56.
165. Yeh C-L, Kusnoto B, Viana G, Evans CA, Drummond JL. In-vitro evaluation of frictional resistance between brackets with passive-ligation designs. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2007;131:704.e711-704.e722.
166. Ziegler P, Ingervall B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989;95:99-106.
167. Zufall SW, Kennedy KC, Kusy RP. Frictional characteristics of composite orthodontic archwires against stainless steel and ceramic brackets in the passive and active configurations. *J Mater Sci* 1998;9:611-620.
168. Zufall SW, Kusy RP. Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. *Angle Orthod* 2000;70:34-47.

Anhang

Bereich 1

Tabelle 71: Mittelwerte und Standardabweichungen über die drei Prüfkörper eines Attachments, für alle 40 Attachments getrennt abgebildet. Gezeigt sind die Netto-Frictionswerte (Bedingungswert minus Nullmessung) für die drei Bedingungen AM, TM und AuT für den ersten Messbereich.

	Angulation		Torque		Angulation und Torque	
	M	SD	M	SD	M	SD
Mystique MB 18	0,52	0,02	9,03	2,21	7,15	1,65
Diamond 22	0,54	0,01	5,33	1,08	7,76	1,77
SPEED Buccal Tube 18	0,55	0,05	9,65	1,79	10,55	2,29
SPEED Buccal Tube 22	0,59	0,02	9,94	2,28	8,95	2,49
Diamond 18	0,60	0,02	6,38	1,63	7,03	1,28
Titanium Buccal Tube 18	0,71	0,04	5,24	1,48	6,04	1,32
Damon SL Buccal Tube 22	0,77	0,03	7,17	1,61	8,83	1,48
Equilibrium ti 18	0,78	0,05	7,76	2,52	9,08	3,09
Victory series low profile 18	0,78	0,04	12,67	1,46	13,78	3,89
Discovery 18	0,78	0,03	5,87	1,08	5,81	1,11
Mystique MB 22	0,79	0,06	10,88	2,03	9,17	1,55
Victory series low profile 22	0,82	0,04	10,41	2,07	12,11	2,46
Ortho-Cast Tube 22	0,83	0,05	6,17	1,59	6,49	1,81
Titanium Buccal Tube 22	0,85	0,04	6,91	1,42	7,24	1,55
Ortho-Cast Tube 18	0,87	0,05	7,49	2,14	8,81	1,74
In-Ovation C 18	0,88	0,04	8,91	2,60	7,66	1,81
Victory series Buccal Tube 18	0,88	0,08	9,25	2,02	13,60	2,78
Damon Q 22	0,93	0,05	8,45	1,89	8,41	1,89
SmartClip 18	0,93	0,03	8,43	1,83	12,52	2,02
Equilibriumti 22	0,94	0,06	8,05	2,01	9,98	2,54
Clarity SL 22	0,95	0,04	9,06	1,66	8,50	1,47
Clarity SL 18	0,96	0,07	13,35	3,56	12,55	2,21
Discovery 22	0,96	0,04	6,92	1,63	8,20	1,93
In-Ovation C 22	0,98	0,07	8,98	1,82	8,18	1,94
Victory series Buccal Tube 22	1,01	0,06	6,14	1,49	6,90	1,51
SmartClip 22	1,03	0,03	7,03	1,10	8,27	1,39
Econoline 18	1,08	0,07	7,72	1,41	8,52	1,88
Discovery SL 22	1,09	0,02	5,45	1,14	6,55	1,42
Flaire 22	1,13	0,07	7,65	1,25	7,78	1,13
Quick 2.0 22	1,20	0,02	4,10	0,75	6,80	1,34
Econoline 22	1,22	0,03	7,16	1,21	7,89	1,05
SPEED 18	1,38	0,07	11,98	2,75	13,58	2,08
Flaire 18	1,39	0,09	6,96	1,23	7,45	1,76
Time 22	1,49	0,05	6,53	1,06	7,92	1,51
Inspire ICE 18	1,58	0,10	12,60	2,58	12,16	2,25
Quick 2.0 18	1,60	0,07	9,50	0,99	10,38	1,24
Inspire ICE 22	1,67	0,10	12,53	3,54	12,24	2,96
SPEED 22	1,70	0,17	5,58	1,88	7,25	2,10
QuicKlear 22	1,70	0,08	13,42	4,70	12,25	3,31
QuicKlear 18	2,04	0,05	19,88	4,52	15,44	3,89

Bereich 2

Tabelle 72: Mittelwerte und Standardabweichungen über die drei Prüfkörper eines Attachments, für alle 40 Attachments getrennt abgebildet. Gezeigt sind die Netto-Frictionswerte (Bedingungswert minus Nullmessung) für die drei Bedingungen AM, TM und AuT für den zweiten Messbereich.

	Angulation		Torque		Angulation und Torque	
	M	SD	M	SD	M	SD
SPEED Buccal Tube 18	0,52	0,03	3,44	2,07	3,44	1,77
MystiqueMB 18	0,54	0,02	2,39	1,60	2,30	1,11
Diamond 22	0,55	0,01	1,39	0,95	2,51	1,16
SPEED Buccal Tube 22	0,62	0,02	2,57	1,78	2,81	1,14
Diamond 18	0,63	0,02	2,22	1,08	2,67	1,41
Titanium Buccal Tube 18	0,67	0,02	1,76	0,80	2,04	0,84
Victory series low profile 18	0,73	0,03	5,23	2,74	4,64	1,76
Mystique MB 22	0,76	0,03	3,34	2,09	3,68	1,27
Damon SL Buccal Tube 22	0,78	0,04	2,02	1,47	4,03	1,88
Discovery 18	0,79	0,03	1,75	1,38	2,58	0,90
Titanium Buccal Tube 22	0,82	0,03	1,98	1,36	2,86	0,86
Equilibrium ti 18	0,82	0,04	2,29	1,42	2,61	1,13
Ortho-Cast Tube 18	0,84	0,05	2,10	1,09	3,06	1,20
Victory series low profile 22	0,84	0,02	2,37	2,06	3,92	1,79
Victory series Buccal Tube 18	0,85	0,02	3,60	1,01	5,76	2,48
Ortho-Cast Tube 22	0,85	0,03	1,43	1,26	1,86	0,81
In-Ovation C 18	0,87	0,04	2,04	1,47	2,15	1,20
Victory series Buccal Tube 22	0,89	0,06	1,53	1,18	2,55	0,94
ClaritySL 22	0,92	0,03	2,76	1,91	4,19	0,83
Discovery 22	0,95	0,05	1,37	1,42	2,28	1,09
Damon Q 22	0,96	0,03	1,80	1,75	2,48	1,30
Clarity SL 18	0,97	0,03	4,50	2,41	6,34	2,08
Equilibrium ti 22	0,98	0,04	3,19	1,50	4,08	1,40
SmartClip 18	0,98	0,03	3,64	1,73	5,21	2,00
Discovery SL 22	0,99	0,03	1,72	1,41	2,69	1,04
In-Ovation C 22	1,03	0,09	2,35	1,64	2,66	1,19
SmartClip 22	1,06	0,04	2,17	1,52	3,12	1,35
Econoline 18	1,11	0,03	3,07	1,72	2,97	1,13
Flaire 22	1,13	0,06	2,49	1,80	4,06	0,79
Econoline 22	1,20	0,03	2,37	1,99	3,99	1,41
Quick 2.0 22	1,27	0,05	1,31	0,86	2,39	0,74
SPEED 18	1,33	0,08	3,55	2,33	3,42	2,05
Flaire 18	1,35	0,09	2,09	1,41	2,53	1,06
Quick 2.018	1,55	0,05	2,87	2,25	3,85	1,82
Time 22	1,57	0,09	2,19	1,05	2,99	1,09
Inspire ICE 22	1,59	0,09	3,03	2,19	3,12	1,73
Inspire ICE 18	1,63	0,12	4,43	2,26	5,04	2,09
SPEED 22	1,66	0,12	0,97	0,95	1,92	0,62
Quicklear 22	1,67	0,07	1,91	1,55	3,76	1,28
Quicklear 18	1,98	0,09	3,89	3,77	4,76	2,35

Bereich 4

Tabelle 73: Mittelwerte und Standardabweichungen über die drei Prüfkörper eines Attachments, für alle 40 Attachments getrennt abgebildet. Gezeigt sind die Netto-Frictionswerte (Bedingungswert minus Nullmessung) für die drei Bedingungen AM, TM und AuT für den vierten Messbereich.

	Angulation		Torque		Angulation und Torque	
	M	SD	M	SD	M	SD
Diamond 22	0,58	0,01	1,32	0,76	2,01	1,01
Mystique MB 18	0,59	0,02	1,65	0,95	1,91	1,09
SPEED Buccal Tube 18	0,60	0,04	3,10	1,65	3,29	1,38
Diamond 18	0,60	0,02	2,53	0,97	2,45	1,02
SPEED Buccal Tube 22	0,68	0,02	1,02	1,20	2,03	0,88
Damon SL Buccal Tube 22	0,74	0,03	1,25	1,09	1,68	0,71
Titanium Buccal Tube 18	0,74	0,04	1,62	0,97	2,30	0,87
Mystique MB 22	0,78	0,03	1,85	1,39	2,03	1,00
Equilibrium ti 18	0,78	0,03	2,72	1,47	4,12	1,87
Victory series low profile 18	0,80	0,03	2,11	1,54	2,18	1,36
Titanium Buccal Tube 22	0,82	0,03	1,64	1,23	2,24	0,81
Victory series Buccal Tube 22	0,85	0,03	1,83	1,36	2,39	1,07
Discovery 18	0,86	0,04	1,83	1,05	2,72	1,24
Victory series low profile 22	0,86	0,01	1,93	1,69	2,68	1,31
Victory series Buccal Tube 18	0,87	0,02	1,49	1,01	1,63	0,77
In-Ovation C 18	0,87	0,04	3,03	1,41	3,42	1,50
Ortho-Cast Tube 22	0,88	0,03	1,51	1,07	1,94	0,77
Clarity SL 22	0,93	0,02	1,49	1,30	2,14	0,99
Equilibrium ti 22	0,93	0,04	1,22	1,18	2,40	1,35
Damon Q 22	0,94	0,03	2,15	1,62	3,10	1,09
Ortho-Cast Tube 18	0,95	0,05	2,01	1,05	2,81	1,39
Econoline 18	0,96	0,03	2,23	1,33	2,41	1,23
Discovery 22	0,98	0,04	2,27	1,70	2,42	0,95
Discovery SL 22	1,03	0,03	1,26	0,98	1,84	0,61
Clarity SL 18	1,03	0,03	2,48	1,97	2,97	1,58
Flaire 22	1,11	0,04	2,43	1,41	2,97	1,32
SmartClip 18	1,11	0,06	2,11	1,47	2,62	1,28
Econoline 22	1,12	0,05	2,31	1,66	3,31	1,28
SmartClip 22	1,12	0,03	1,29	0,99	2,36	0,98
In-Ovation C 22	1,16	0,10	2,31	1,48	2,87	1,10
Flaire 18	1,18	0,06	2,80	1,05	3,38	1,16
SPEED 18	1,35	0,07	3,33	1,80	4,23	1,09
Quick 2.0 22	1,41	0,03	1,55	1,06	2,55	0,93
Quicklear 22	1,53	0,10	5,82	3,68	6,03	1,84
Time 22	1,57	0,07	4,36	1,52	4,74	1,33
SPEED 22	1,59	0,16	3,11	1,73	3,79	1,41
Inspire ICE 22	1,63	0,10	4,24	2,00	5,01	2,12
Inspire ICE 18	1,65	0,14	3,70	2,07	5,42	2,29
Quick 2.0 18	1,66	0,06	2,81	1,63	3,77	1,91
Quicklear 18	1,85	0,12	6,97	3,85	5,59	2,39

Bereich 5

Tabelle 74: Mittelwerte und Standardabweichungen über die drei Prüfkörper eines Attachments, für alle 40 Attachments getrennt abgebildet. Gezeigt sind die Netto-Frictionswerte (Bedingungswert minus Nullmessung) für die drei Bedingungen AM, TM und AuT für den fünften Messbereich.

	Angulation		Torque		Angulation und Torque	
	M	SD	M	SD	M	SD
Mystique MB 18	0,58	0,01	6,28	1,48	6,45	1,50
Diamond 22	0,58	0,01	4,26	0,99	6,37	1,25
SPEED Buccal Tube 18	0,61	0,04	8,09	1,53	7,92	1,71
Diamond 18	0,62	0,03	5,74	0,90	5,95	1,08
SPEED Buccal Tube 22	0,68	0,02	5,66	1,39	5,77	1,46
Damon SL Buccal Tube 22	0,73	0,04	5,59	1,28	6,07	1,77
Titanium Buccal Tube 18	0,74	0,02	4,70	0,59	5,97	1,37
Victory series low profile 18	0,77	0,02	8,54	2,38	9,31	3,15
Mystique MB 22	0,81	0,03	8,22	2,24	6,39	1,57
Equilibrium ti 18	0,82	0,07	6,16	0,69	8,99	0,98
Titanium Buccal Tube 22	0,82	0,03	7,29	2,06	8,13	2,75
Ortho-Cast Tube 22	0,83	0,02	4,25	0,51	4,16	0,69
Victory series low profile 22	0,84	0,02	8,52	2,01	9,02	2,49
Discovery 18	0,85	0,04	4,48	0,50	5,83	0,80
In-Ovation C 18	0,86	0,04	7,67	1,08	8,19	1,12
Victory series Buccal Tube 22	0,86	0,04	6,64	1,63	7,24	1,92
Victory series Buccal Tube 18	0,91	0,02	5,29	1,20	6,95	2,38
Equilibrium ti 22	0,93	0,06	6,18	1,47	8,40	1,90
Ortho-Cast Tube 18	0,96	0,08	8,46	2,29	9,14	2,50
Clarity SL 22	0,96	0,04	8,15	2,44	7,94	2,38
Discovery 22	0,96	0,04	6,92	1,25	6,64	1,68
Damon Q 22	0,98	0,05	8,31	1,77	7,35	1,59
Discovery SL 22	1,03	0,02	4,25	0,78	4,47	0,93
Econoline 18	1,03	0,04	5,71	0,94	7,19	1,10
Clarity SL 18	1,03	0,03	2,48	1,97	2,97	1,58
Econoline 22	1,09	0,07	11,20	3,39	9,50	2,26
SmartClip 22	1,10	0,04	7,36	1,38	8,01	1,46
SmartClip 18	1,10	0,04	5,17	1,33	6,25	1,21
In-Ovation C 22	1,14	0,05	7,09	1,51	10,82	3,66
Flaire 18	1,15	0,12	7,36	1,30	6,59	1,34
Flaire 22	1,17	0,10	5,52	0,82	5,86	0,64
SPEED 18	1,20	0,05	6,76	1,16	8,16	1,41
Quick 2.0 22	1,29	0,06	8,92	1,52	8,66	1,39
SPEED 22	1,42	0,03	4,25	0,56	5,12	0,73
Time 22	1,43	0,09	8,29	1,16	9,09	1,73
QuicKlear 22	1,54	0,05	7,57	0,48	8,80	1,14
Inspire ICE 18	1,60	0,07	18,10	3,28	15,01	3,16
Inspire ICE 22	1,64	0,11	10,06	1,59	10,20	1,58
Quick 2.0 18	1,66	0,14	11,51	2,16	11,50	2,11
QuicKlear 18	1,67	0,05	8,26	1,62	10,19	1,46

Prüfung der Normalverteilungsannahme für die Prüfkörper

Tabelle 75: Test auf Normalverteilungsannahme für die drei Probenkörper eines Types für alle fünf Bereiche, in der nachfolgenden Tabelle für die Untersuchungsbedingungen TM und AM. Berichtet ist der exakte p-Wert des K-S-Tests. Proben mit nur 2 validen Messungen sind kursiv dargestellt.

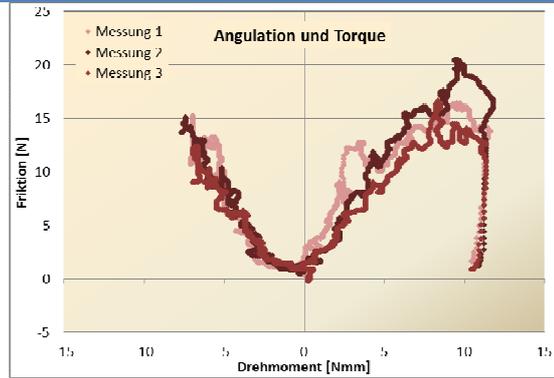
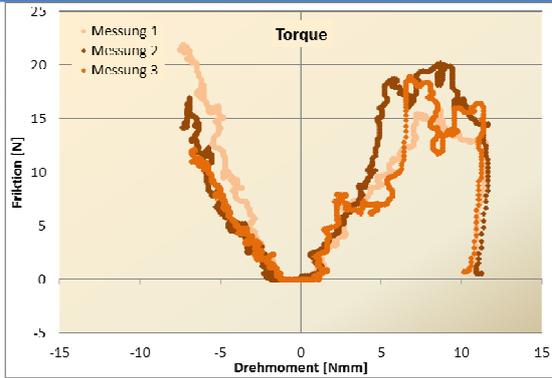
	Torque (TM)					Angulation (AM)				
	B1	B2	B3	B4	B5	B1	B2	B3	B4	B5
Mystique MB 18	0,64	0,97	1,00	0,94	0,87	0,70	0,66	1,00	0,68	0,93
Diamond 22	0,68	0,96	0,70	0,73	0,94	0,99	0,79	0,79	0,64	0,94
SPEED Buccal Tube 18	1,00	0,70	0,66	0,67	0,78	0,66	0,99	0,68	0,93	0,87
Diamond 18	0,93	0,96	1,00	0,98	0,98	0,99	1,00	0,94	0,89	0,72
SPEED Buccal Tube 22	0,64	0,87	0,75	0,85	1,00	0,67	1,00	0,96	0,97	0,97
Damon SL Buccal Tube 22	0,71	1,00	0,99	1,00	0,71	0,93	0,97	0,90	0,94	0,98
Titanium Buccal Tube 18	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Victory series low profile 18	0,81	0,83	0,78	0,76	0,68	0,99	0,69	0,98	0,69	1,00
Mystique MB 22	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Equilibrium ti 18	1,00	1,00	0,68	0,98	0,99	1,00	1,00	0,99	0,65	0,76
Titanium Buccal Tube 22	0,69	1,00	0,90	0,96	0,71	0,99	0,98	1,00	0,66	0,99
Ortho-Cast Tube 22	0,97	0,99	0,94	1,00	0,65	0,99	0,99	0,70	0,97	0,69
Victory series low profile 22	1,00	1,00	0,85	0,97	0,65	1,00	0,66	0,84	0,91	0,98
Discovery 18	0,70	0,89	0,85	0,65	0,65	0,86	0,91	0,93	0,99	0,99
In-Ovation C 18	0,74	0,91	0,68	0,75	1,00	0,99	0,69	0,70	0,83	1,00
Victory series Buccal Tube 22	0,68	0,83	0,91	0,94	0,78	0,67	0,64	0,97	0,73	0,78
Victory series Buccal Tube 18	0,80	0,88	0,99	0,94	0,97	0,91	0,72	0,66	0,68	0,67
Equilibrium ti 22	0,74	0,85	0,65	0,66	0,77	0,98	1,00	0,86	0,77	0,92
Ortho-Cast Tube 18	0,95	1,00	0,77	0,81	0,81	0,95	0,64	0,64	0,72	0,75
Clarity SL 22	0,98	0,69	1,00	1,00	1,00	0,99	0,64	0,72	1,00	1,00
Discovery 22	0,99	0,98	0,99	0,76	0,65	0,98	1,00	1,00	1,00	1,00
Damon Q 22	0,67	0,92	0,87	1,00	1,00	0,94	0,98	0,91	1,00	1,00
Discovery SL 22	0,95	0,84	0,73	0,69	0,78	0,75	0,89	0,83	0,79	0,77
Econoline 18	1,00	0,97	0,74	0,75	0,88	1,00	0,99	0,67	1,00	1,00
Clarity SL 18	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Econoline 22	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
SmartClip 22	0,94	0,83	0,96	0,94	0,64	0,84	0,95	1,00	0,98	1,00
SmartClip 18	0,97	0,69	0,75	1,00	1,00	0,64	0,81	0,69	1,00	1,00
In-Ovation C 22	0,92	0,76	0,69	0,76	1,00	0,80	1,00	0,71	1,00	0,82
Flaire 18	0,77	1,00	0,89	0,99	1,00	1,00	0,94	0,76	0,73	0,77
Flaire 22	0,69	0,99	0,96	0,78	0,66	0,73	0,76	0,79	0,82	0,67
SPEED 18	0,71	0,95	0,83	0,68	0,70	0,86	0,67	1,00	1,00	1,00
Quick 2.0 22	0,86	0,99	0,99	1,00	0,98	0,85	1,00	0,66	0,67	0,90
SPEED 22	1,00	0,90	0,67	0,67	0,74	0,92	0,66	0,95	0,94	0,82
Time 22	0,96	0,90	0,97	0,72	0,89	0,70	1,00	0,83	1,00	0,75
Quicklear 22	0,65	0,98	0,77	0,98	0,80	0,75	0,76	0,87	0,66	0,66
Inspire ICE 18	0,92	0,98	0,98	0,96	0,78	0,71	0,69	1,00	0,92	1,00
Inspire ICE 22	0,65	0,73	0,85	1,00	0,70	0,91	0,99	0,99	1,00	0,86
Quick 2.0 18	0,99	1,00	1,00	1,00	0,88	1,00	1,00	1,00	1,00	0,96
Quicklear 18	0,83	1,00	0,76	0,70	0,96	0,99	0,74	0,90	0,95	0,90

Tabelle 76: Test auf Normalverteilungsannahme für die drei Probenkörper eines Types für alle fünf Bereiche, in der nachfolgenden Tabelle für die Untersuchungsbedingungen NM und AuT. Berichtet ist der exakte p-Wert des K-S-Tests. Proben mit nur 2 validen Messungen sind kursiv dargestellt.

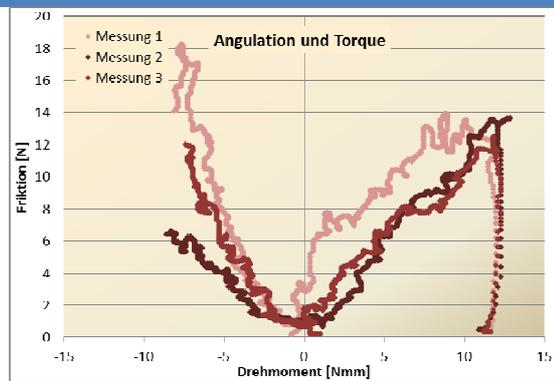
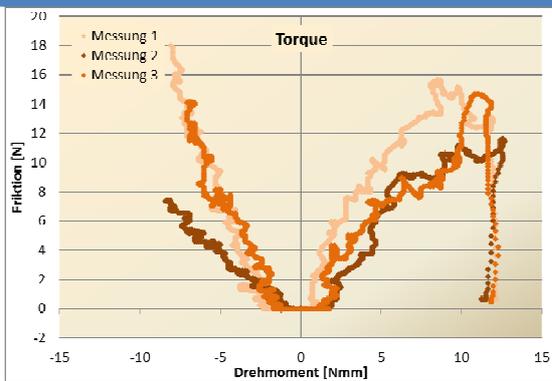
	Nullmessung (NM)					Angulation & Torque (AuT)				
	B1	B2	B3	B4	B5	B1	B2	B3	B4	B5
Mystique MB 18	0,95	1,00	0,71	1,00	0,72	1,00	0,69	0,70	0,82	0,73
Diamond 22	0,95	0,73	0,66	0,79	0,91	0,75	0,94	0,73	0,97	1,00
SPEED Buccal Tube 18	0,77	0,70	1,00	0,99	0,98	0,83	0,68	0,85	0,99	0,99
Diamond 18	0,68	0,67	0,66	0,68	0,68	0,81	0,77	0,69	0,78	0,98
SPEED Buccal Tube 22	1,00	1,00	1,00	0,98	0,96	0,91	0,97	0,75	0,99	0,65
Damon SL Buccal Tube 22	0,65	0,65	0,65	0,65	0,65	0,98	0,95	0,99	0,97	0,73
Titanium Buccal Tube 18	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Victory series low profile 18	0,73	0,95	0,74	0,87	1,00	0,73	0,98	0,68	0,71	1,00
Mystique MB 22	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Equilibrium ti 18	1,00	1,00	0,96	0,99	1,00	1,00	1,00	0,88	0,97	0,86
Titanium Buccal Tube 22	0,65	0,66	0,67	0,67	0,68	0,99	0,91	0,99	1,00	0,83
Ortho-Cast Tube 22	0,97	0,84	0,90	0,97	0,80	1,00	1,00	0,97	0,78	0,86
Victory series low profile 22	0,98	0,78	0,80	0,76	0,69	0,71	0,91	0,65	0,89	0,74
Discovery 18	0,70	0,76	0,78	0,80	0,86	1,00	0,66	1,00	0,99	1,00
In-Ovation C 18	0,69	1,00	0,90	0,71	0,93	0,84	0,82	0,80	1,00	0,99
Victory series Buccal Tube 22	0,99	1,00	0,86	1,00	0,65	0,76	0,94	0,96	1,00	1,00
Victory series Buccal Tube 18	0,72	0,68	0,68	0,70	0,74	0,92	0,68	0,99	0,90	1,00
Equilibrium ti 22	0,71	0,69	0,67	0,67	0,68	0,99	0,85	1,00	0,65	0,96
Ortho-Cast Tube 18	0,83	0,91	0,95	0,75	0,71	0,98	0,99	1,00	0,66	1,00
Clarity SL 22	0,99	1,00	0,99	1,00	1,00	0,98	1,00	0,87	1,00	1,00
Discovery 22	0,74	0,78	0,96	1,00	1,00	0,74	1,00	0,95	0,64	0,92
Damon Q 22	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,66	0,75	0,76	1,00	1,00
Discovery SL 22	0,71	0,83	0,64	0,65	0,64	1,00	0,97	0,90	0,65	0,64
Econoline 18	0,71	0,75	0,77	0,85	0,88	0,89	0,82	0,99	0,95	0,93
Clarity SL 18	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
Econoline 22	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
SmartClip 22	0,99	0,98	0,96	0,98	0,99	0,70	0,72	0,96	0,64	0,99
SmartClip 18	0,75	0,83	0,85	1,00	1,00	0,70	0,78	0,81	1,00	1,00
In-Ovation C 22	0,70	0,65	0,70	0,88	0,86	0,94	0,96	0,73	1,00	0,73
Flaire 18	0,65	0,65	0,72	0,80	0,68	1,00	0,73	0,87	0,97	0,66
Flaire 22	0,66	0,66	0,66	0,66	0,66	0,72	0,82	0,70	0,71	0,89
SPEED 18	1,00	0,97	0,89	0,94	0,91	1,00	1,00	0,76	0,74	0,98
Quick 2.0 22	0,65	0,65	0,66	0,66	0,67	0,80	0,99	0,84	0,67	0,98
SPEED 22	0,72	0,70	0,79	0,85	0,88	0,76	0,70	0,95	0,71	0,95
Time 22	1,00	1,00	0,99	1,00	0,91	0,85	0,69	1,00	0,90	0,98
Quicklear 22	0,71	0,98	0,94	1,00	1,00	1,00	1,00	0,77	0,97	0,99
Inspire ICE 18	0,76	0,78	0,99	0,95	0,76	1,00	0,86	0,75	0,97	0,96
Inspire ICE 22	0,66	0,76	1,00	1,00	1,00	0,96	0,99	0,76	0,72	0,92
Quick 2.0 18	0,64	0,68	0,68	0,79	0,72	0,99	1,00	1,00	0,97	1,00
Quicklear 18	1,00	1,00	1,00	0,94	0,97	0,92	0,98	0,88	0,99	0,87

Tabelle 77: Messkurven der drei Messdurchläufe aller 40 Prüfkörper für die Bedingung TM und AuT

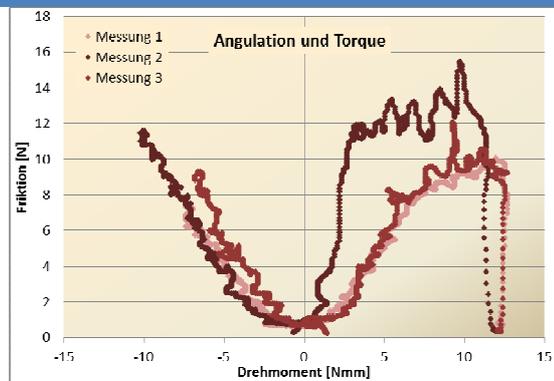
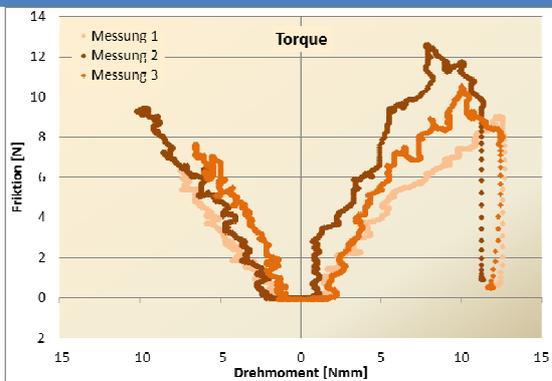
1. Clarity SL 18



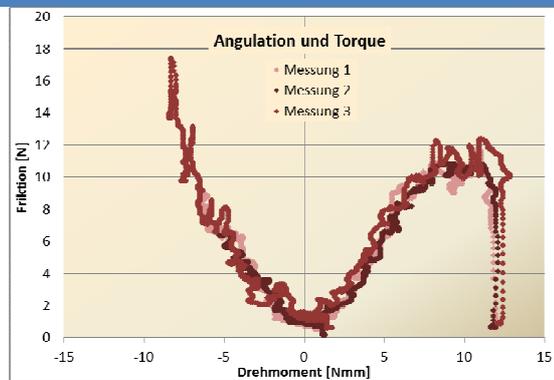
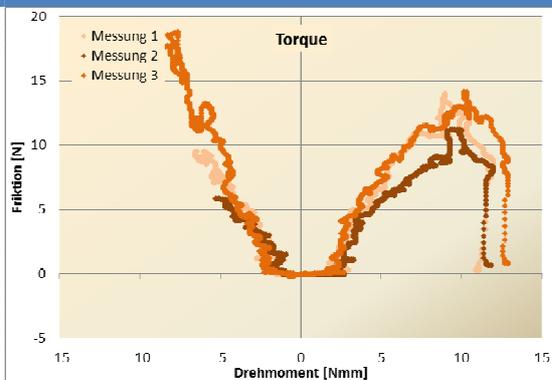
2. Clarity SL 22



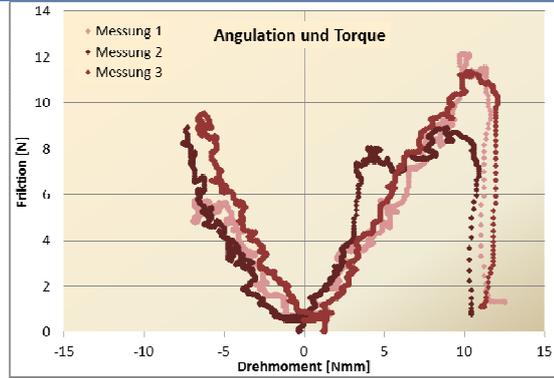
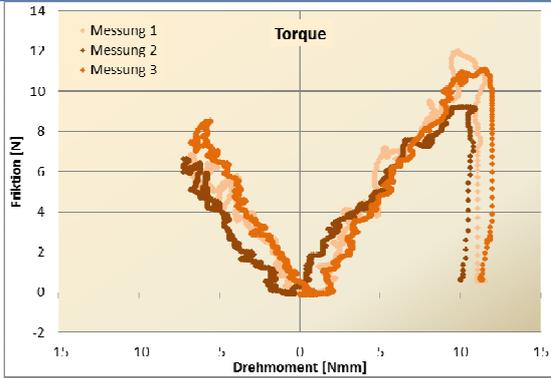
3. Damon SL Buccal Tube 22



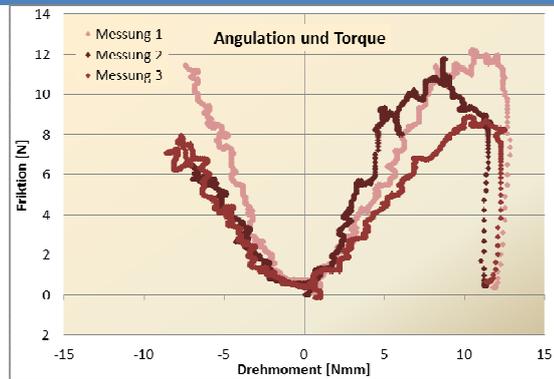
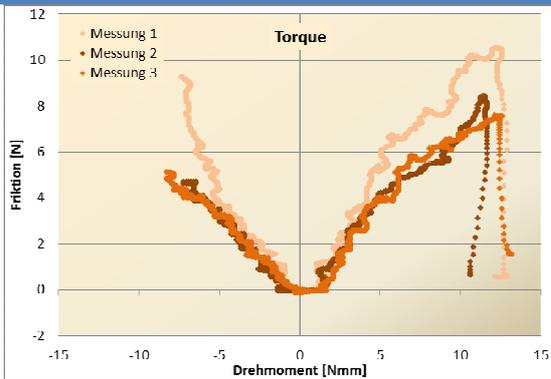
4. Damon Q 22



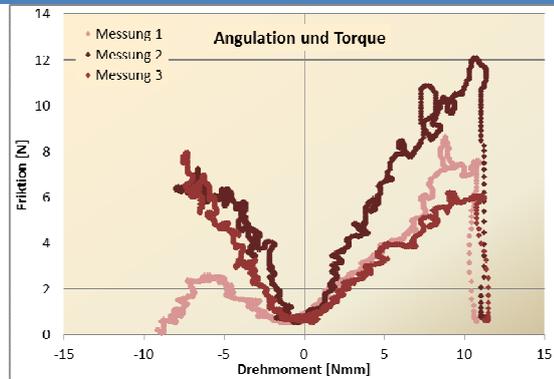
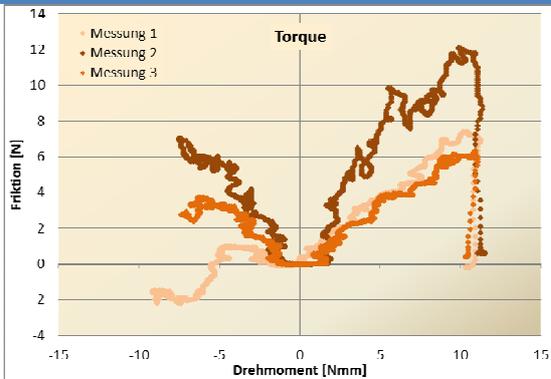
5. Diamond 18



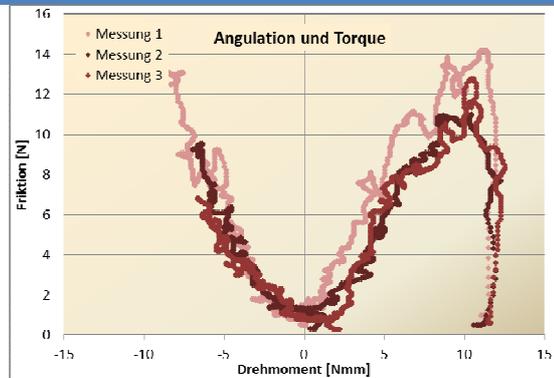
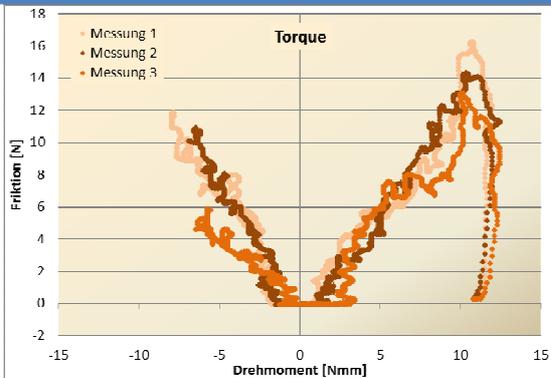
6. Diamond 22



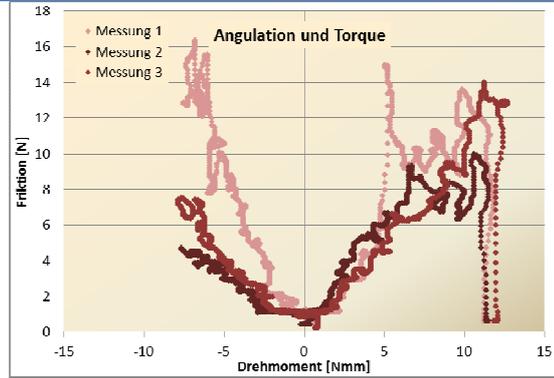
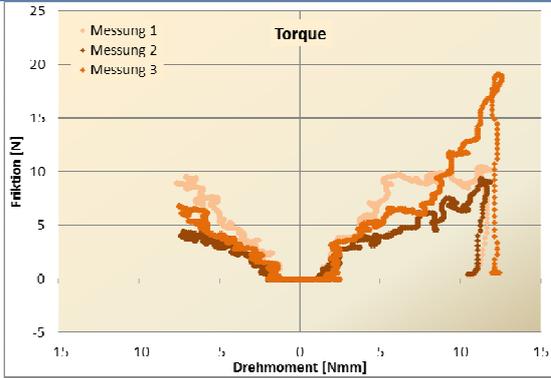
7. Discovery 18



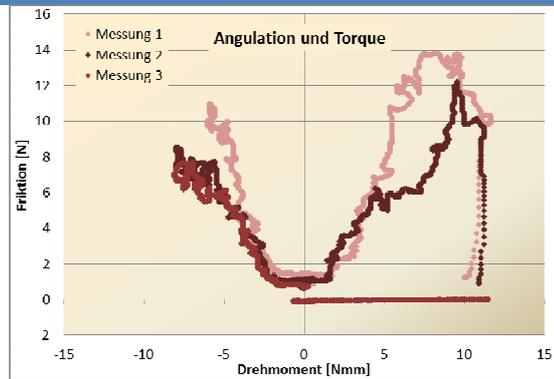
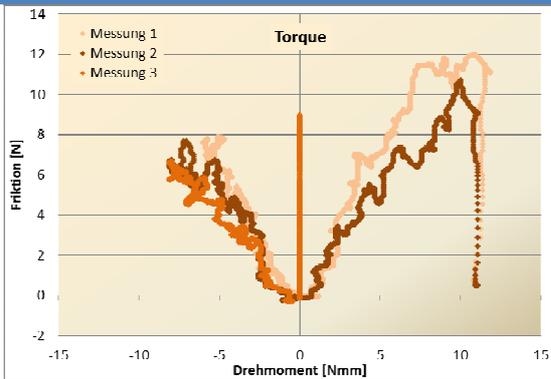
8. Discovery 22



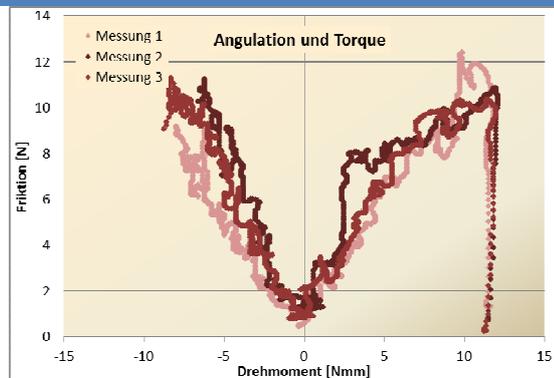
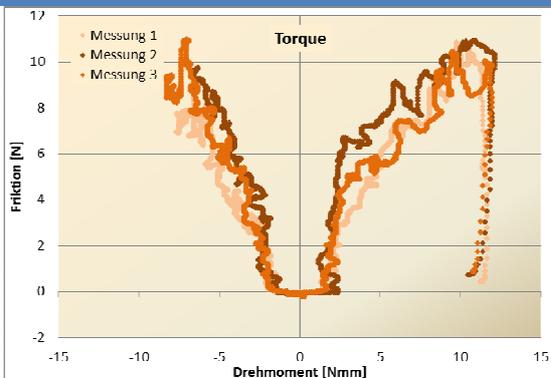
9. Discovery SL 22



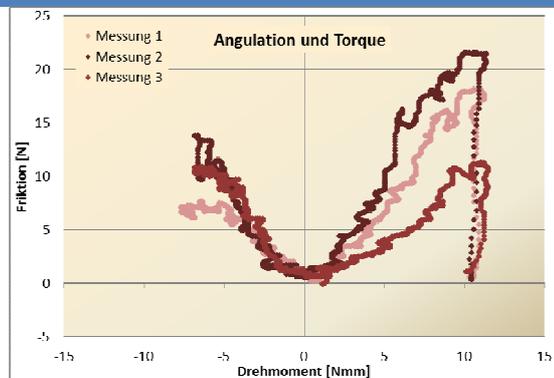
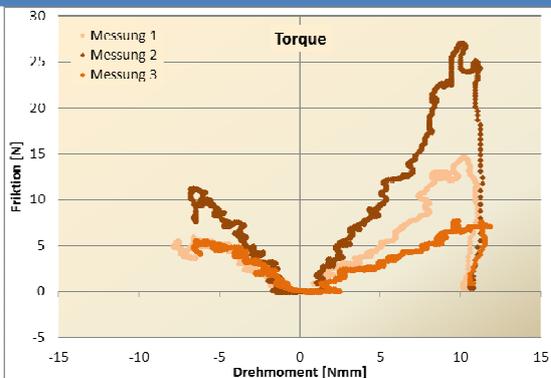
10. Econoline 18



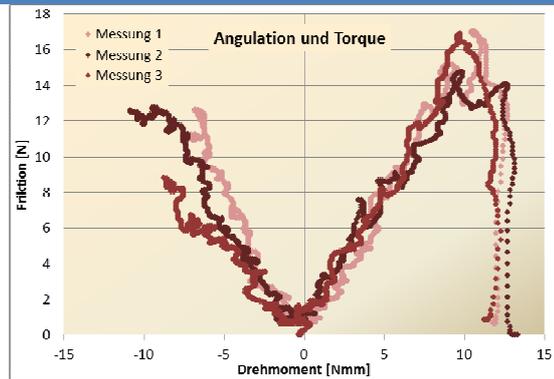
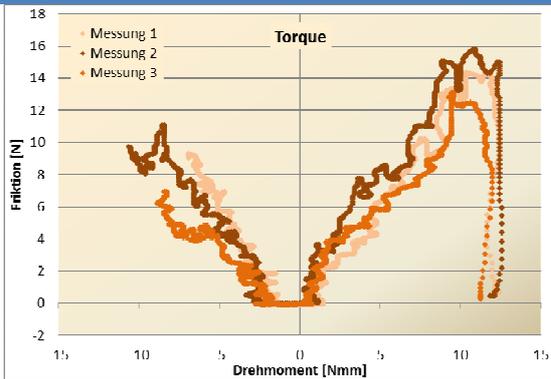
11. Econoline 22



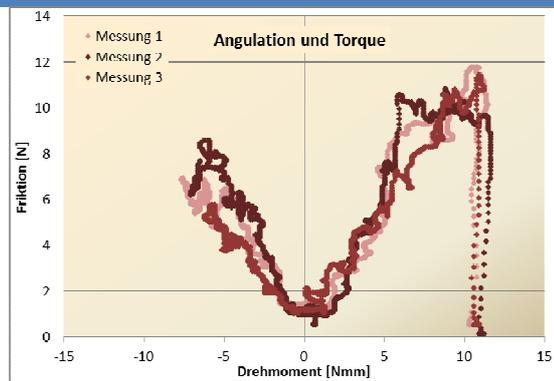
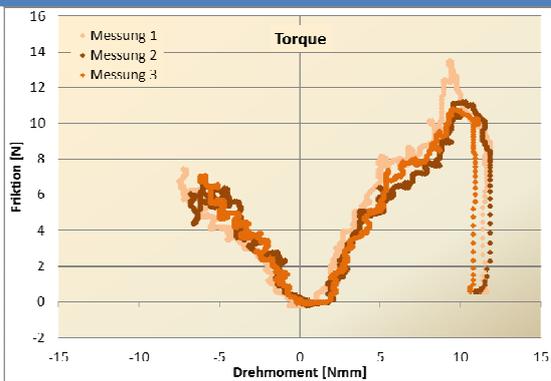
12. Equilibrium ti 18



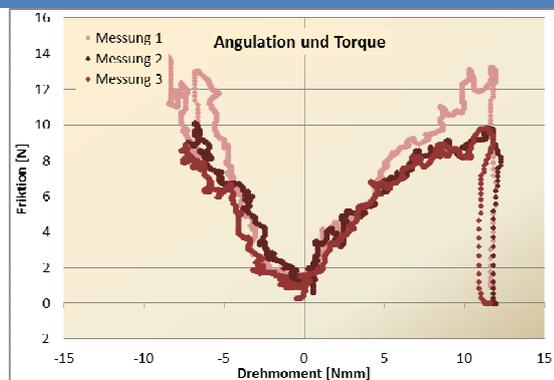
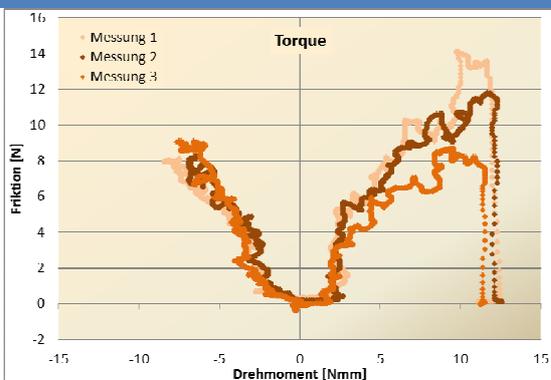
13. Equilibrium ti 22



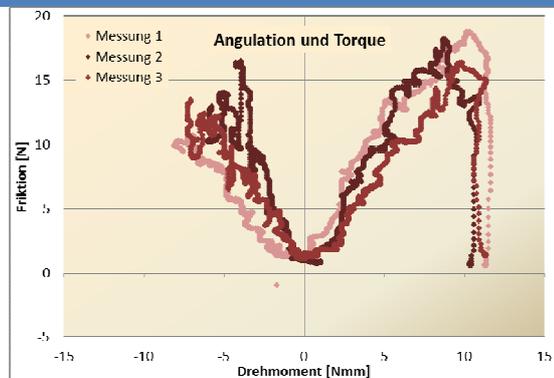
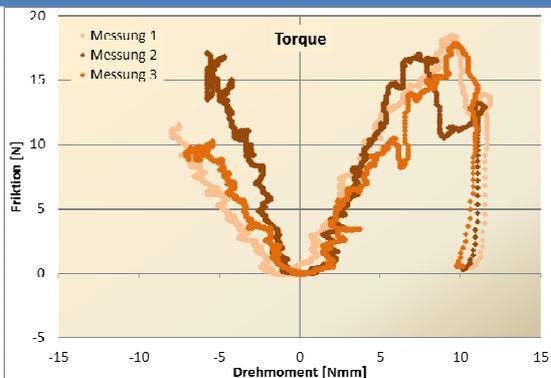
14. Flaire 18



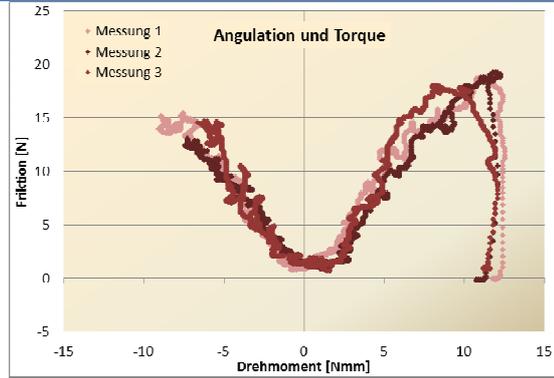
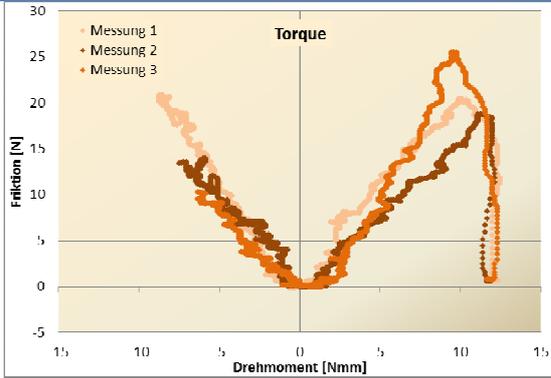
15. Flaire 22



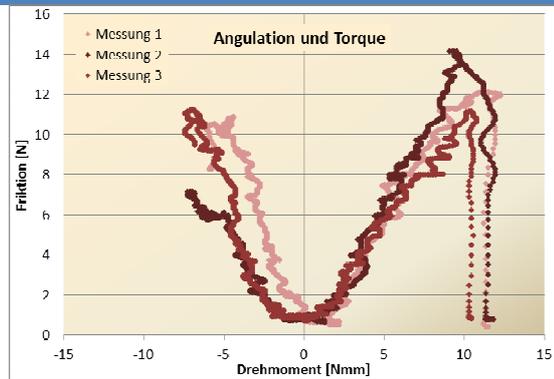
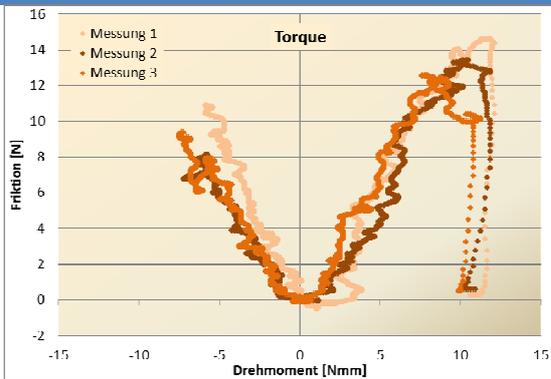
16. Inspire ICE 18



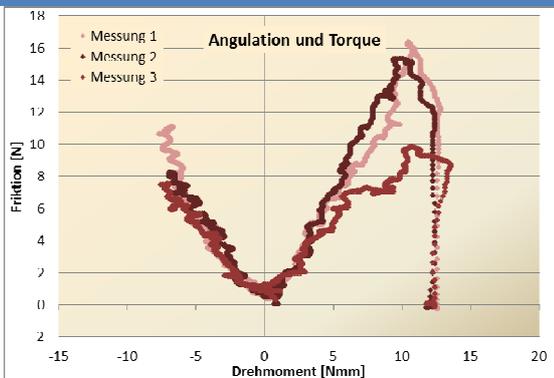
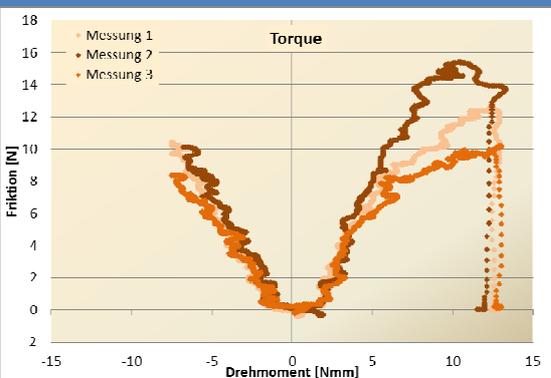
17. Inspire ICE 22



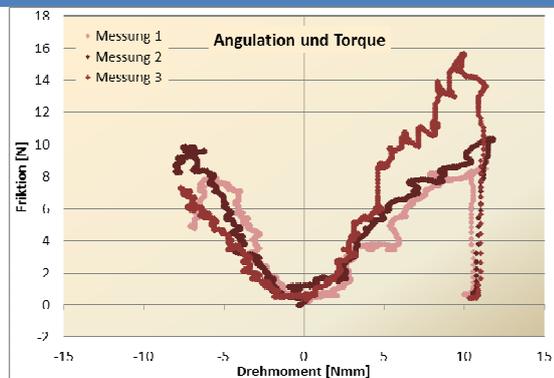
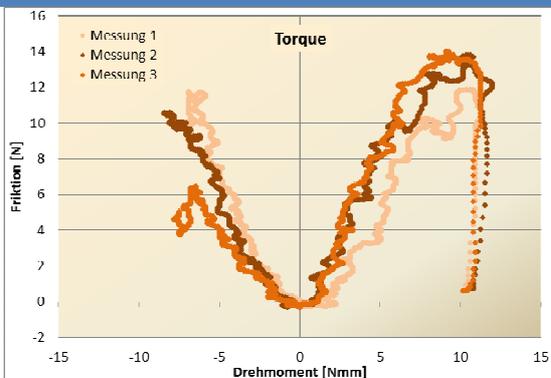
18. In-Ovation C 18



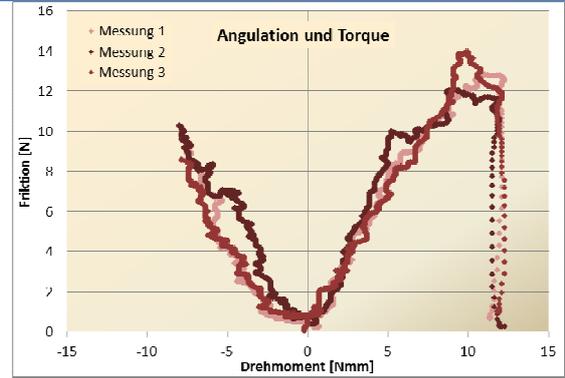
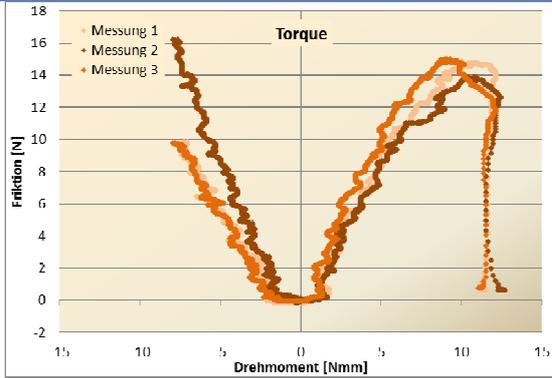
19. In-Ovation C 22



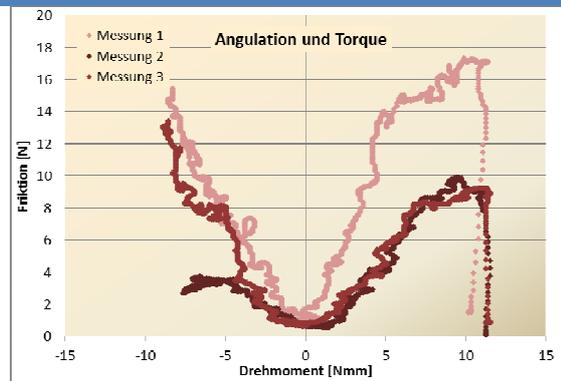
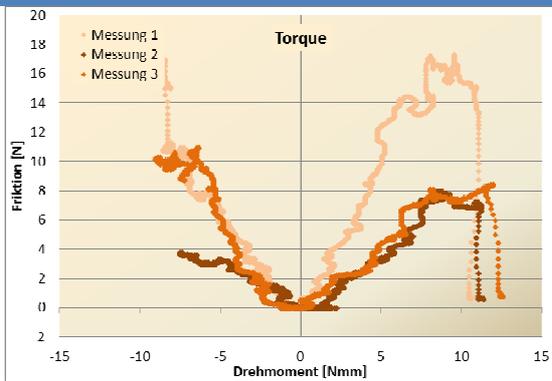
20. Mystique MB 18



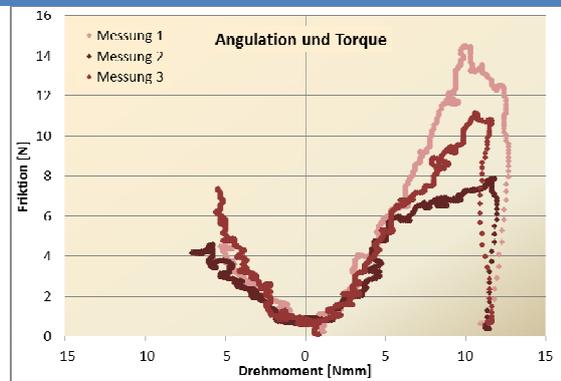
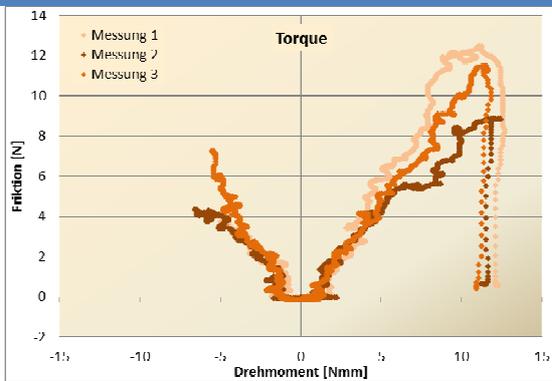
21. Mystique MB 22



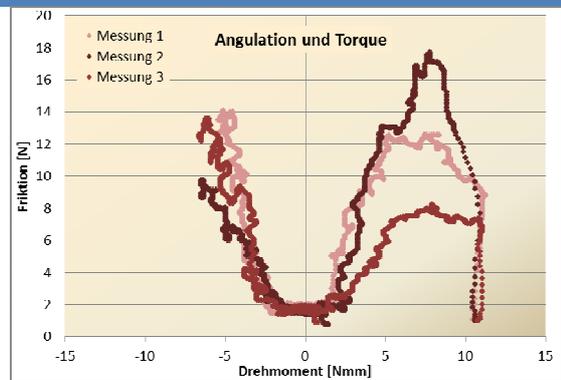
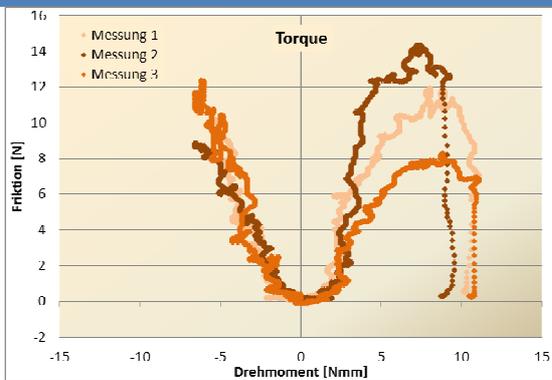
22. Ortho-Cast Tube 18



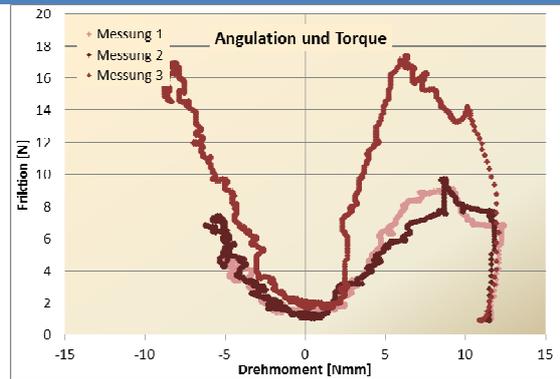
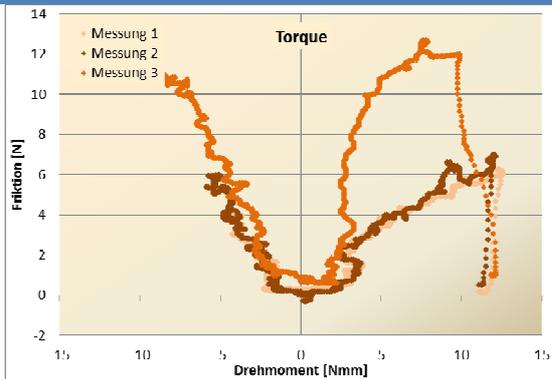
23. Ortho-Cast Tube 22



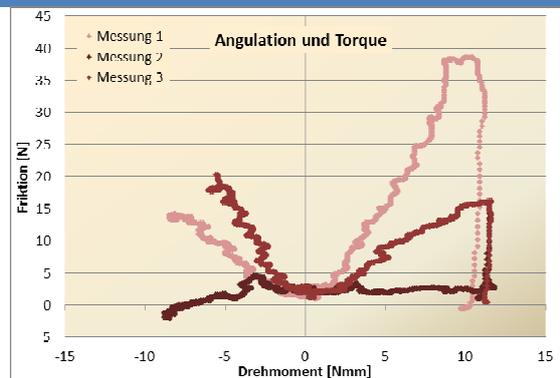
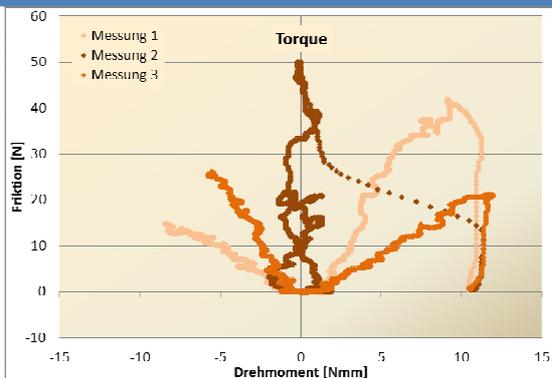
24. Quick 2.0 18



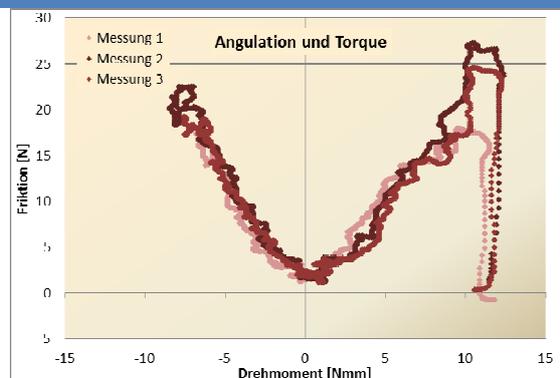
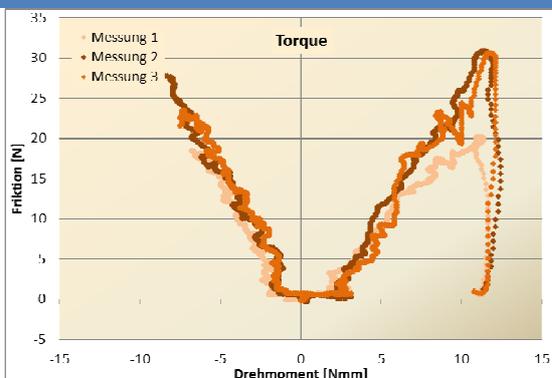
25. Quick 2.0 22



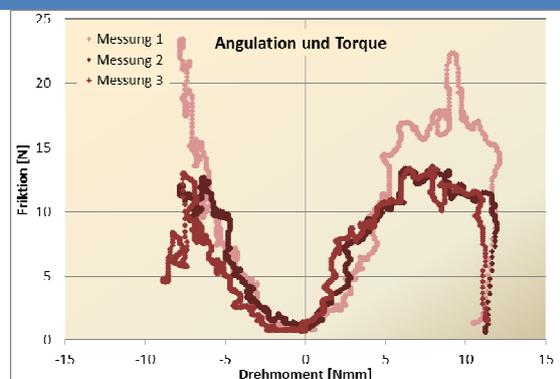
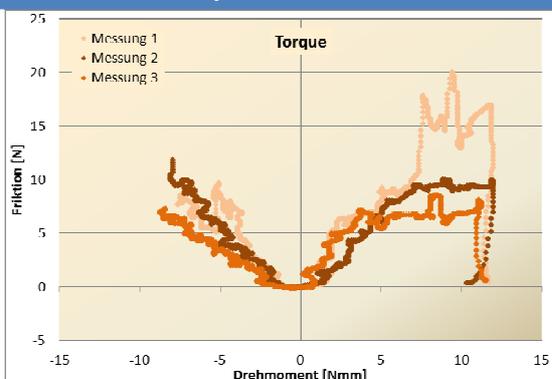
26. Quicklear 18



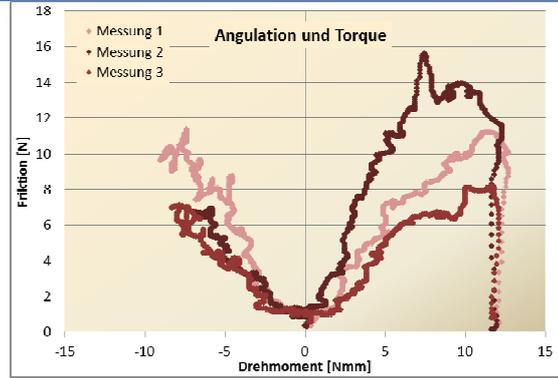
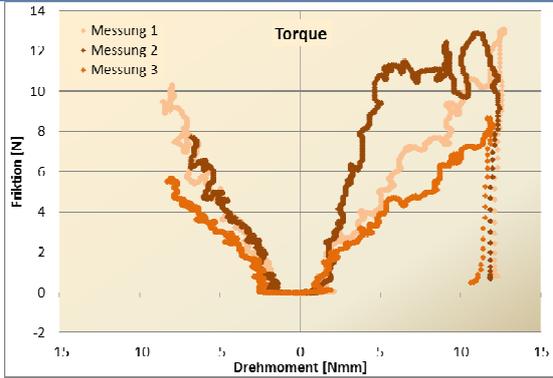
27. Quicklear 22



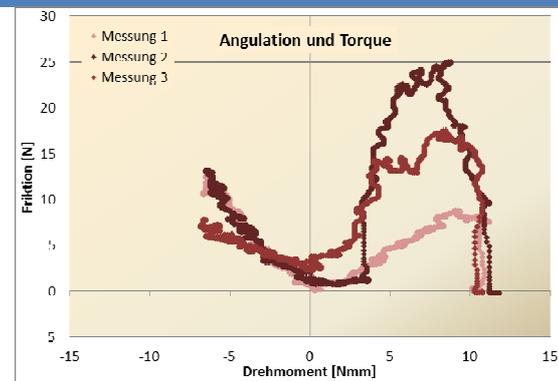
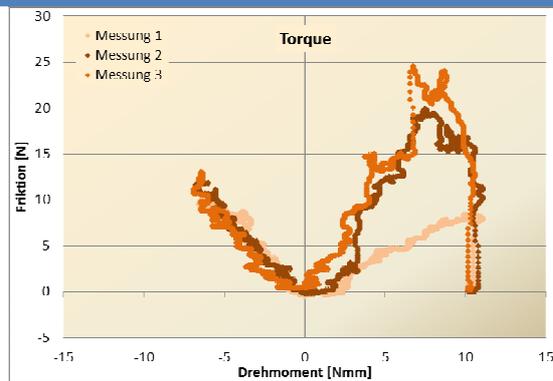
28. SmartClip 18



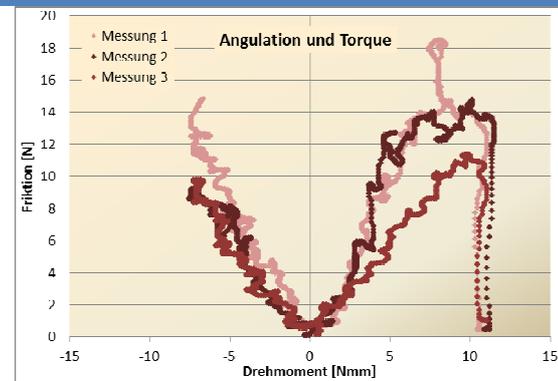
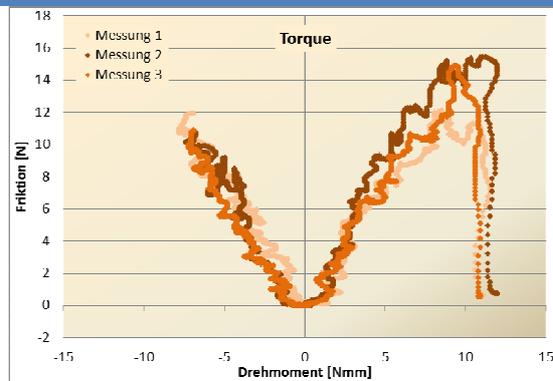
29. SmartClip 22



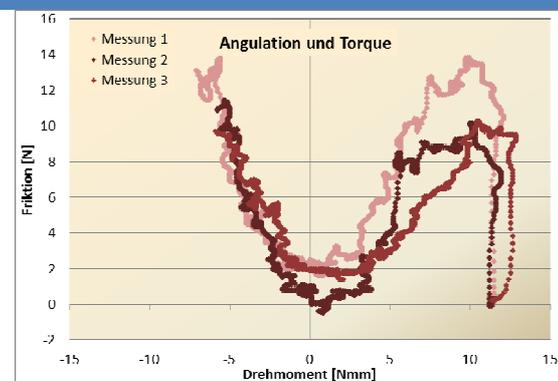
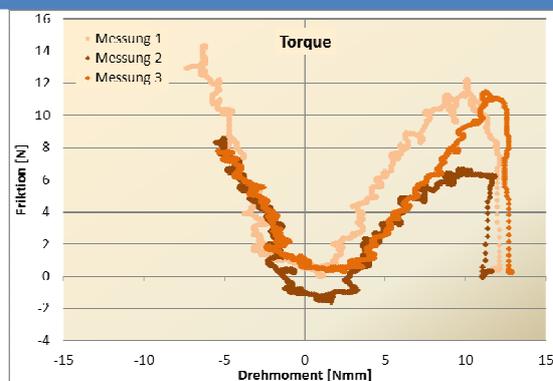
30. SPEED 18



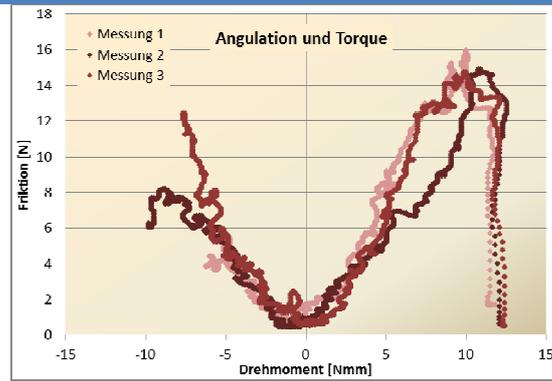
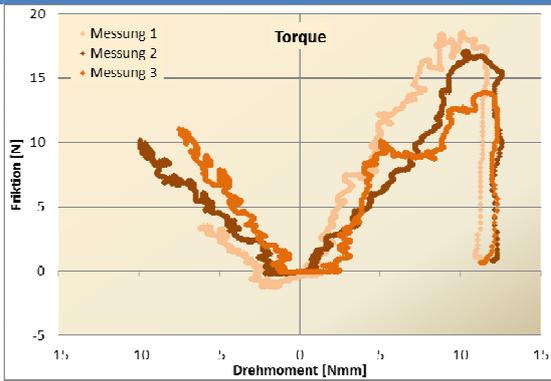
31. SPEED Buccal Tube 18



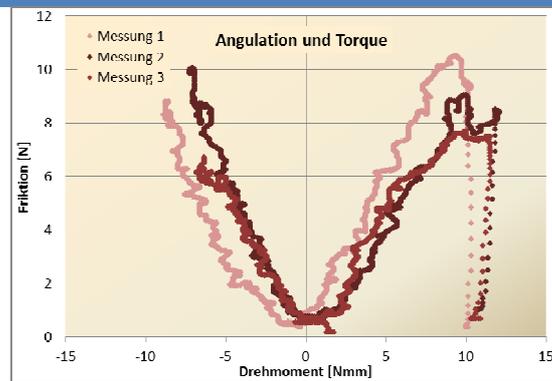
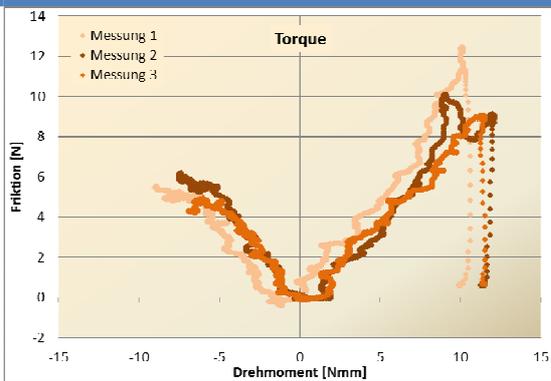
32. SPEED 22



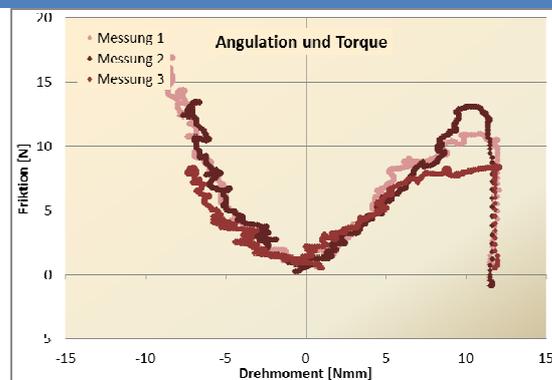
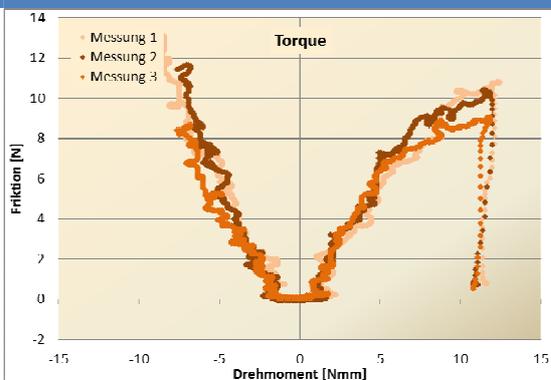
33. SPEED Buccal Tube 22



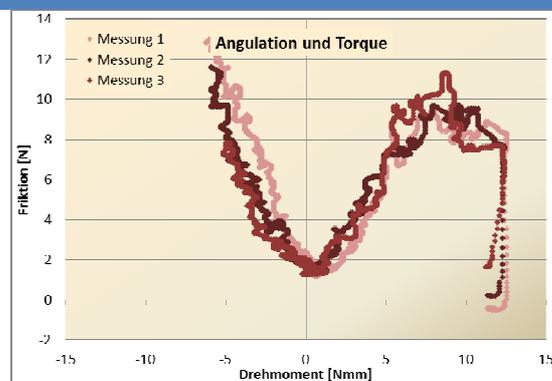
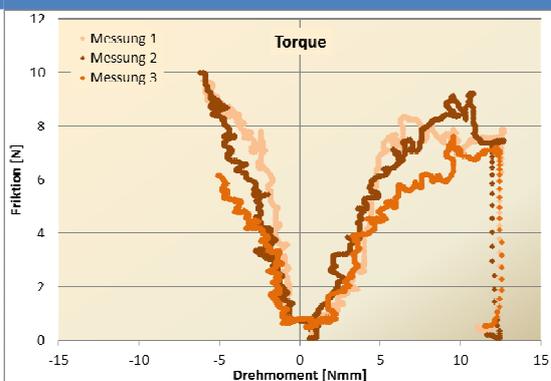
34. Titanium Buccal Tube 18



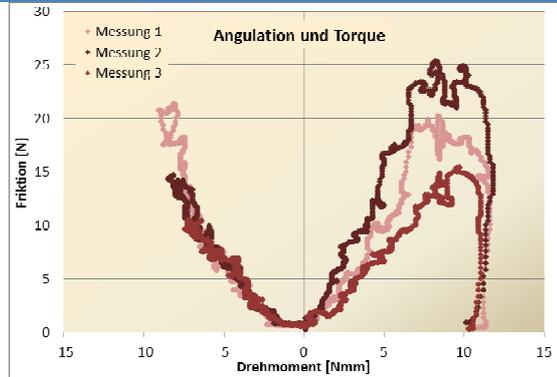
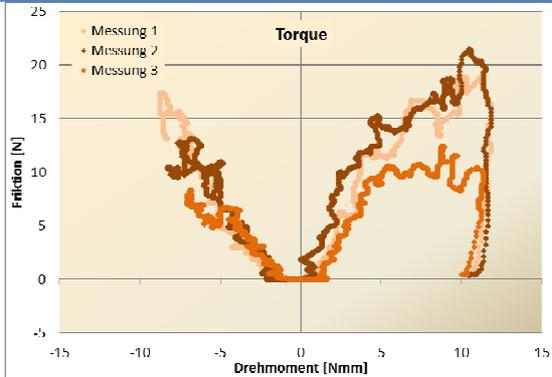
35. Titanium Buccal Tube 22



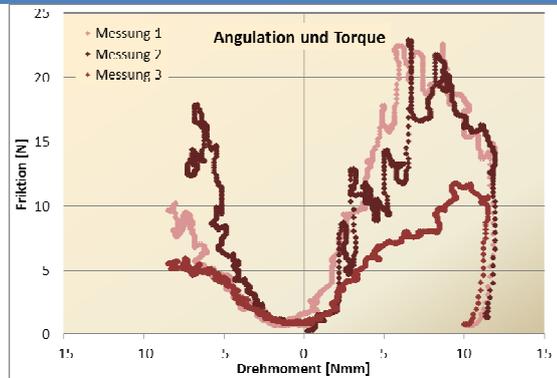
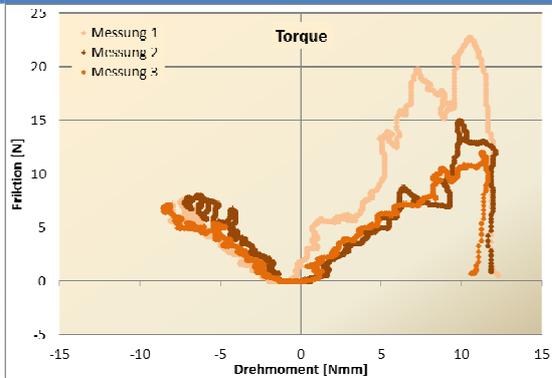
36. Time 22



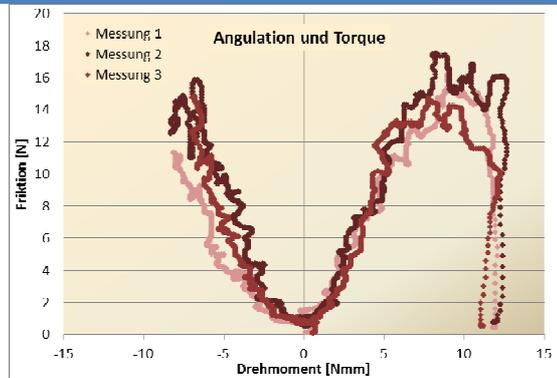
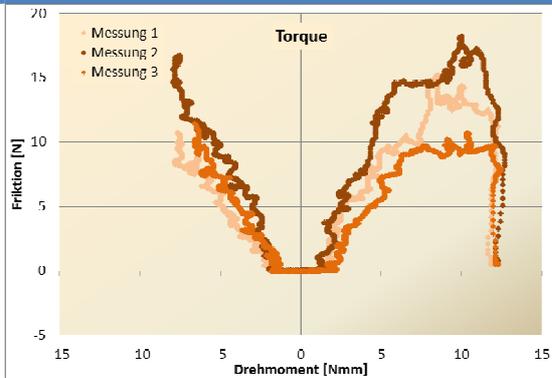
37. Victory series low profile 18



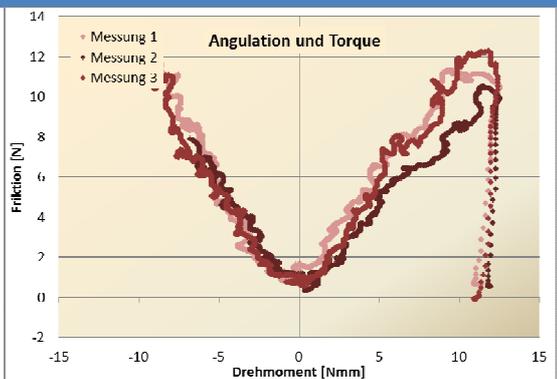
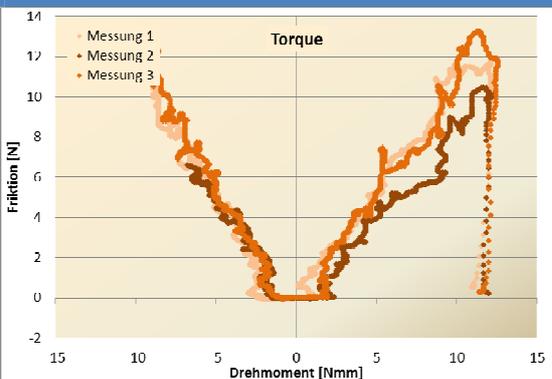
38. Victory series Buccal Tube 18



39. Victory series low profile 22



40. Victory series Buccal Tube 22



Danksagung

An erster Stelle gilt mein besonderer Dank meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Drescher, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie der Westdeutschen Kieferklinik, für die freundliche Überlassung der Dissertations-Arbeit. Für seine motivierende und professionelle Anleitung sowie die wertvollen Verbesserungsvorschläge bin ich zutiefst dankbar. Er war mir stets ein engagierter und geduldiger Doktorvater.

Ein Dankeschön gilt Herrn Dr.rer.nat. Dipl.-Phys. Hönscheid, für seine Hilfestellungen beim Versuchsaufbau, sowie seiner Unterstützung bei der Durchführung der Messungen. Er war mir eine unentbehrliche Hilfe bei technischen Fragen und ein guter Ratgeber in allen Lebenslagen.

Genauso bedanke ich mich bei den Firmen 3M Unitek, Adenta, Dentaforum, Forestadent, GAC, Ormco und Speed Strite Industries für die freundliche Bereitstellung der Brackets und Tubes.

Weiterhin bedanke ich mich bei meinen Freunden und Kollegen, allen voran Agamemnon Panayotidis, die mich stets ermutigten und mir mit Rat und Tat zur Seite standen. Besonders für die moralische Unterstützung bin ich zutiefst dankbar.

Zuletzt möchte ich meiner lieben Oma Else, meinen Eltern, meiner Schwester, meiner Tante und meinem Onkel sowie meinem Ehemann Henrik danken. Nur durch ihre Liebe und Unterstützung war es mir möglich, das Studium der Zahnheilkunde und die Fachzahnarztausbildung zur Kieferorthopädin erfolgreich zu absolvieren. Sie begleiteten mich den langen Weg der Promotion und gaben mir die Kraft zum Gelingen dieser Arbeit.

Lebenslauf

Persönliche Angaben:

Name: Marie-Christin Schulze; geb. Brückner
Geburtsdatum: 27. August 1981
Geburtsort: Neubrandenburg
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: verheiratet
Konfession: katholisch

Schulische Laufbahn:

1988 – 1989 Grundschole Neubrandenburg
1989 – 1990 Johannes-Tews-Grundschole Berlin
1990 – 1998 Katholische Schule Sankt Franziskus Berlin
1998 – 2001 Katholische Schule Sankt Marien Berlin

Hochschulstudium:

10/ 2001 – 12/ 2006 Zahnmedizin Humboldt-Universität Berlin

Abschlüsse und Examen

13.06.2001 Abitur
09.08.2002 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
05.04.2004 Zahnärztliche Vorprüfung (Physikum)
15.12.2006 Zahnärztliche Prüfung (Staatsexamen)
21.12.2006 Zahnärztliche Approbation (Berlin)

Berufliche Tätigkeit:

01.04.2007-31.05.2008 Vorbereitungsassistentin in allgemoinzahnärztlicher
Praxis

Kieferorthopädische Weiterbildung

01.06.08 – 30.06.2009 Weiterbildungsassistentin in kieferorthopädischer
Praxis
01.07.2009 – 31.5.2012 Wissenschaftliche Mitarbeiterin in der Poliklinik für
Kieferorthopädie der Heinrich Heine Universität
Düsseldorf
27.09.2011 Erlangung der Gebietsbezeichnung: „Fachzahnarzt
für Kieferorthopädie“

Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere an Eides statt, dass die Dissertation selbstständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt worden ist und die hier vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen Medizinischen Fakultät abgelehnt worden ist.

Ort, Datum

Marie-Christin Schulze