

Aus der Abteilung für Kieferorthopädie der  
Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. D. Drescher

# **Friktionsverhalten selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme**

**Dissertation**

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

**vorgelegt von**

Güven Gürler

**2008**

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

gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Joachim Windolf  
Dekan

Referent: Univ.-Prof. Dr. D. Drescher  
Korreferent: Univ.-Prof. Dr. U. Stüttgen

# Gliederung und Inhaltsverzeichnis

---

## **1. Einleitung**

- 1.1. Reibungskräfte und Biomechanik
- 1.2. Historischer Rückblick
- 1.3. Einteilung selbstligierender Brackets

## **2. Literaturübersicht**

- 2.1. Studien über konventionelle Brackets
- 2.2. Studien über selbstligierende Bracket
- 2.3. Studien über Slide-Ligaturen

## **3. Problemstellung**

## **4. Material und Methode**

- 4.1. Untersuchte Brackets
- 4.2. Verwendete Bögen
- 4.3. Ligaturen
- 4.4. Messsystem
  - 4.4.1. Roboter
  - 4.4.2. Kraftsensor
  - 4.4.3. Wegsensor
- 4.5. Vermessung
- 4.6. Statistische Analyse

## **5. Ergebnisse**

- 5.1. Statistische Auswertung der Ergebnisse
  - 5.1.1. Reibungsmittelwerte
  - 5.1.2. Kolmogorov – Smirnov-Test
  - 5.1.3. Mann-Whitney-U-Test
- 5.2. Graphische Darstellung und Erläuterung der Ergebnisse

- 5.2.1. Ergebnisse der ligaturbedingten Friktionsmessung
- 5.2.2. Ergebnisse der Friktionsmessung bei appliziertem Drehmoment
- 5.3. Gesamtbetrachtung der Ergebnisse

## **6. Diskussion**

- 6.1. Diskussion der eigenen Ergebnisse
- 6.2. Diskussion der Versuchsmethodik
- 6.3. Schlussfolgerungen

## **7. Zusammenfassung**

- 7.1. Zusammenfassung
- 7.2. Summary

## **8. Anhang**

- 8.1. Abbildungsverzeichnis
- 8.2. Tabellenverzeichnis

## **9. Literaturverzeichnis**

## **10. Danksagung**

## **11. Curriculum Vitae**

---

# 1 Einleitung

---

Das Ziel der kieferorthopädischen Behandlung ist die Korrektur von Dysgnathien mittels kieferorthopädischer Apparaturen [40]. Mit Hilfe dieser Geräte können alle Abweichungen, die sich im Verlauf einer unregelmäßigen Entwicklung des Kauorgans ergeben, also Fehlstellungen einzelner Zähne, Zahngruppen oder ganzer Zahnreihen sowie falsche Bisslagen, therapiert werden, um einen anatomisch und funktionell möglichst fehlerfreien Zustand des Gebisses herzustellen. In Deutschland werden annähernd 60 % aller Kinder und Jugendlichen kieferorthopädisch behandelt [58], wobei die Ursachen sowohl angeboren als auch erworben sein können. Bei den meisten Behandlungen werden festsitzende Apparaturen verwendet. Unter „festsitzenden Apparaturen“ versteht man in der Kieferorthopädie alle jene Behandlungsgeräte, die fest mit den Zähnen verbunden sind und vom Patienten nicht aus dem Mund entfernt werden können. Hierbei handelt es sich in erster Linie um Multibandapparaturen mit einem Außenbogen, der die notwendigen Kräfte zur Zahnbewegung erzeugt, die dann über die Brackets auf die Zähne und die Parodontien übertragen werden. Multibandapparaturen, deren Entwicklung mit Edward Hartley Angle (1855 – 1930) Anfang des 20. Jahrhunderts begann [3], werden bevorzugt für Aufgaben verwendet, um körperliche Zahnbewegungen, Ex- und Intrusionen, Rotationen sowie Wurzelbewegungen durchzuführen. Dabei ist die Beziehung zwischen der applizierten orthodontischen Kraftgröße und der Zahnbewegung eine komplexe Gegebenheit [75].

## 1.1. Reibungskräfte und Biomechanik

Die Wirkungsweise dieser Multiband-Apparaturen, die einen großen therapeutischen Einsatzbereich umfassen und daher häufig Anwendung finden, beruht auf biomechanischen Grundsätzen und der Verwendung orthodontischer Kräfte. Um Zähne entlang eines Führungsbogens in eine bestimmte Richtung zu bewegen, ist es nötig, eine Kraft an der Zahnkrone anzuwenden. Da die Kraft eine physikalische Größe ist, gelten die

Gesetzmäßigkeiten der Physik, genauer gesagt, der Mechanik. Sie errechnet sich als Produkt aus Masse und Beschleunigung ( $1 \text{ N} = 1 \text{ kg} \times \text{m/s}^2$ ) und hat die SI-Einheit Newton (N). Die Größe der in der Kieferorthopädie angewendeten Kräfte schwankt zwischen 0,1 und 20 Newton. Eine orthodontische Kraft entsteht zum Beispiel durch die Verformung eines elastischen Körpers, in diesem Fall eines federnden Drahtes, der sich gemäß dem Elastizitätsgesetz nach Hooke verhält. Das Hookesche-Gesetz besagt, dass die Verformung eines elastischen Körpers innerhalb des Proportionalitätsbereiches (Kraft-Weg-Diagramm) proportional der Kraft  $F$  ist. Darüber hinaus hängt das Ausmaß der Verformung von einer Materialkonstante, dem Elastizitätsmodul  $E$ , ab [52].

Zwischen dem orthodontischen Bogen und dem Bracket entsteht Reibung oder Friktion. Friktion ist definiert als die „Widerstandskraft an der Berührungsfläche zweier Körper, wenn durch die Einwirkung einer Außenkraft ein Körper sich gegen den anderen bewegt“ [55]. Sie wird bestimmt durch die Größe der Kraft, mit der der Körper auf der Unterlage lastet, und durch die Rauheit der Oberflächen (Gleitreibungszahl), nicht aber durch die Größe der Reibungsfläche. Der Friktionskoeffizient  $\mu$  ist das Verhältnis von Reibkraft und Andruckkraft, das wesentlich von der Oberflächenbeschaffenheit der Reibflächen abhängt. Für die Reibkraft gilt demnach:

$$F_{\text{reib}} = \mu \times F_{\text{N}} ,$$

wobei  $\mu$  = Friktionskoeffizient und  $F_{\text{N}}$  = senkrecht zu den reibenden Flächen wirkende Normalkraft ist.

Man unterscheidet die statische (Gleitreibung) von der dynamischen Reibung (Haftreibung), die beide entgegen der Kraft wirken, mit der der bewegliche Körper über die Unterlage gezogen werden soll. Dabei ist der Koeffizient der Haftreibung stets größer als die der Gleitreibung [52]:

### **Haftreibung:**

Solange die Zugkraft die Haftreibungskraft, die proportional der Normalkraft des Körpers ist, mit der er auf seine Unterlage drückt, nicht übersteigt, haftet der Körper an seiner Unterlage. Die Haftkraft ist der Zugkraft entgegengerichtet und passt sich ihr in der

Größe an. Erst wenn die Zugkraft die maximale Haftkraft  $F_H$  überschreitet, setzt sich der Körper in Bewegung.

Mit der Proportionalitätskonstanten  $\mu_H$  (Haftzahl) gilt:

$$F_H = \mu_H \times F_N.$$

### **Gleitreibung:**

Wenn ein Körper auf einer Unerlage gleitet, wirkt eine bremsende Kraft, die Gleitreibungskraft  $F_R$  auf ihn. Man bestimmt die Gleitreibungskraft, indem man den Körper mit konstanter Geschwindigkeit über die Unterlage zieht. Das bedeutet also, dass die Zugkraft lediglich der Gleitreibungskraft gleichkommen muss, wenn sich der Körper mit konstanter Geschwindigkeit bewegen soll. Der Betrag der Gleitreibungskraft  $F_R$  wächst proportional zur  $F_N$ .

Mit der Proportionalitätskonstanten  $\mu_R$  (Gleitreibungszahl) gilt:

$$F_R = \mu_R \times F_N.$$

Bei der bogengeführten Zahnbewegung bewegt sich das Bracket entlang des Führungsbogens, dessen Materialzusammensetzung aber auch seine Form und Stärke eine wichtige Rolle spielen [31, 53]. Nichtsdestotrotz wird auch hier eine Reibungskraft verursacht. Die Größe, Kontrolle und klinische Signifikanz dieser Kraft ist weitgehend unbekannt [2, 13, 35, 97, 106]. Bis zu 50 % der applizierten Kraft geht als Reibung verloren [23, 25, 85, 86], was die für die Zahnbewegung verfügbare Kraft reduziert [49], sodass eine genügende Kraft appliziert werden muss, um diese Reibungskraft zu überwinden. Mit steigender Reibungskraft ist auch proportional eine größere Kraft erforderlich [2]. Aufgrund dieser Reibungsverluste und auch der mangelnden Leistungsfähigkeit von Messapparaturen ist es zum Teil schwierig, die Größe der Kraft, die jeder individueller Zahn erhält, zu bestimmen und zu kontrollieren [77, 97].

Die beim Bracket-Bogen-Komplex entstehenden Reibungsverluste sind von verschiedenen Faktoren abhängig. Dabei spielt nicht nur die Legierung der Bestandteile eine wichtige Rolle, sondern auch das Ligatursystem gilt als ein wesentlich beeinflussender Faktor, da ein Kontakt zwischen Ligatur und Bogen unvermeidbar ist. Friktion entsteh näm-

lich überall dort, wo ein Kontakt des Bogens mit der Ligatur vorliegt, was sich vor allem bei der Verwendung konventioneller Brackets mit elastomeren Ligaturen („Alastics“) oder fest angezogenen Drahtligaturen als problematisch erweist [10, 41, 83].

Diese Friktion steht mit der applizierten Kraft in Beziehung, die wiederum durch den Grad der Ligaturspannung [30, 69, 73] und dem Reibungskoeffizienten zwischen der Ligatur und dem Bogenmaterial beeinflusst wird [35].

Neben der Ligaturart, die lediglich die Ursache für die Reibungsverluste darstellt, sind auch Friktionskräfte, die durch einen Winkelkonflikt zwischen Bracketslot und Bogen auftreten, für eine effiziente orthodontische Zahnbewegung hinderlich. Vor allem in der Nivellierungsphase, wo ein Ausgleich der Zahnpositionen in der vertikalen und horizontalen Dimension sowie eine Korrektur stark rotierender Zähne stattfindet, zeigt sich diese Winkelproblematik bei fast jedem Bracket. Die in dieser Phase aufgrund der komplexen Geometrie des Drahtbogens entstehenden Vertikal-, Horizontal- und Angulationsunterschiede erzeugen angulatorische und rotatorische Drehmomente, die in Form von Kräftepaaren im Bereich der Slotmündungen wirksam sind.

Auch bei der bogengeführten Zahnbewegung treten hohe Friktionskräfte auf, da der Zahn infolge des exzentrischen Kraftangriffs gegen den Bogen mit einem Drehmoment  $M = F \times d$  ( $F$  = am Bracket wirkende Kraft,  $d$  = Abstand zwischen Widerstandszentrum und Kraftlinie) gegen den Bogen anguliert wird. Der orthodontische Bogen erzeugt aufgrund seiner elastischen Rückstellung ein gegengerichtetes Aufrichtemoment, das im Gleichgewichtszustand das Kippmoment kompensiert. Dieses Aufrichtemoment wird in Form zweier antiparalleler, senkrecht zu den reibenden Flächen wirkender Kräfte auf das Bracket übertragen. Die Größe dieser so genannten Normalkräfte berechnet sich nach der Formel  $F_N = M / b$  ( $b$  = Bracketbreite). Die dadurch erzeugte Friktion folgt der Beziehung  $F = \mu \times F_N$  ( $\mu$  = Friktionskoeffizient der Materialkombination). Man bezeichnet diese Form der Reibung auch als kippmomentinduzierte Friktion. In den Edgewise-Techniken tritt sie beispielsweise bei der bogengeführten Eckzahnretraktion oder beim bogengeführten Lückenschluss auf [25, 103] (Abb.1).

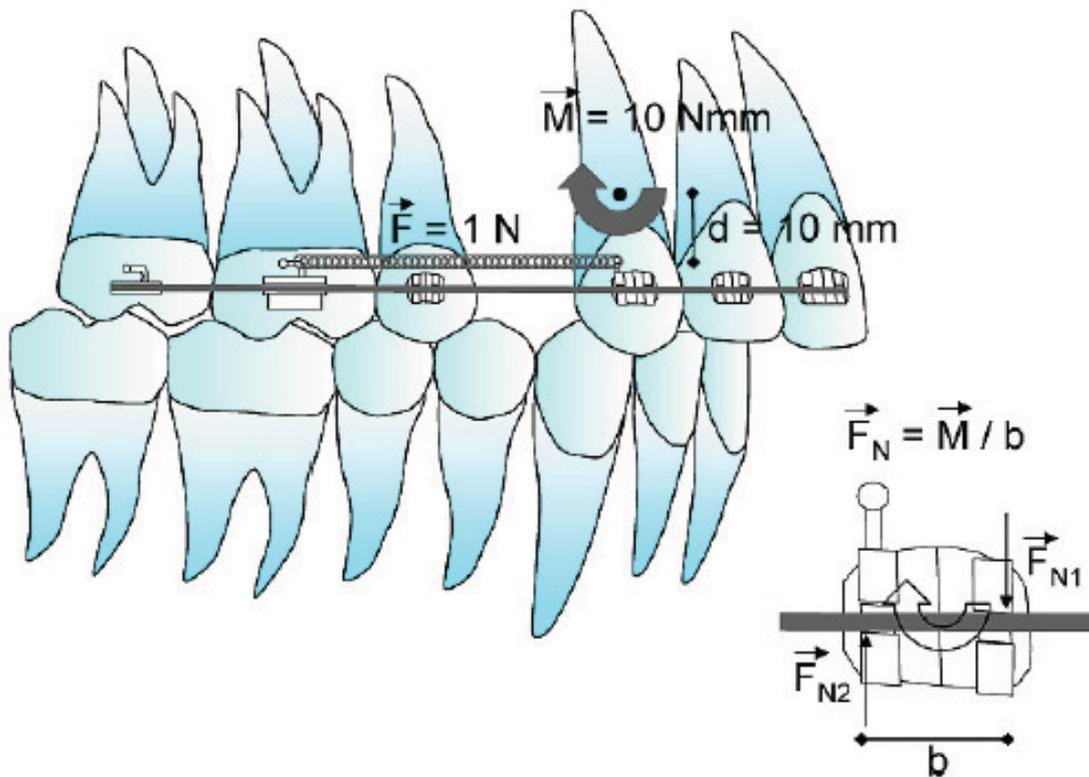


Abb. 1: Biomechanik der bogengeführten Zahnbewegung.

## 1.2 Historischer Rückblick

Bezüglich der obigen Darstellung der Friktionsentstehung stellt sich die Frage, ob und in welchem Ausmaß manche Brackets als „friktionslos“ eingestuft werden können. Hierbei sind fast ausnahmslos die sogenannten selbstligierenden Brackets gemeint, die ihr eigenes in das Bracket integriertes Verschlusssystem enthalten und dadurch die Applikation von Ligaturen sich erübrigen. Durch diese Art des Ligaturmechanismus wird die bereits oben beschriebene Friktionsentstehung sicherlich nicht beeinflusst. Dennoch wird diesen Brackets bezüglich der medizinischen als auch der wirtschaftlichen Komponenten und hinsichtlich der Verkürzung der Behandlungszeit durch den Verzicht auf gewöhnliche Ligaturen eine effizientere und effektivere Behandlung zugeschrieben.

Sie existieren in der Kieferorthopädie seit mehr als 70 Jahren, und obwohl sich der Ansporn zur Erfindung eines schnellen Ligatursystems mit der Einführung elastischer Li-

gaturen verringerte, erlebten sie in den letzten Jahren eine Wiedergeburt. Die Entwicklungen der Modelle in den letzten Jahren wurden durch den Wunsch vorangetrieben, die Friktion zu reduzieren und eine sichere Fixierung am Bogen zu gewährleisten. Tabelle 1 gibt einen Überblick über unterschiedliche Produkte mit der Jahreszahl ihrer Vorstellung und der Person/des Unternehmens, auf die/das ihre Entwicklung zurückgeht.

<i>Jahr</i>	<i>Brackettyp/Bezeichnung</i>	<i>Entwickler/Unternehmen</i>
1935	Russell Lock	J. Stolzenberg
1971	Edgelok-Bracket	A. J. Widman
1973	Mobil-Lock-Bracket	F. Sander
1976	Speed-Bracket	G. H. Hanson
1986	Activa-Bracket	E. Plechtner
1994	Time-Bracket	W. Heiser
1996	Damon-SL-Bracket	D. Damon
1997	InOvation-Bracket	J. Voudouns
1998	Twinlock-Bracket	A. J. Widman
1999	Damon-2-Bracket	D. Damon
2004	Opal-Bracket	N. Abels
2004	SmartClip-Bracket	3M Unitek
2005	Damon-3-Bracket	D. Damon
2005	Quick-Bracket	Forestadent

Tab. 1: Beispiele selbstligierender Brackets geordnet nach Entwicklungsjahr [11, 44, 45].

Die Entwicklung der selbstligierenden Brackets hat in den frühen 30er Jahren in den USA in Form des Russel-Attachments begonnen, dessen Hauptziel darin lag, die Ligierungszeit zu verkürzen und die Behandlungseffektivität zu verbessern [95, 96]. Das Speed-Bracket, das erste Bracket mit einem aktiven Verschlussmechanismus, wurde

von G. H. Hanson 1980 erstmals publiziert [14], wobei das erste „Russel-Lock“ Edgewise-Attachment im Jahre 1935 von Stolzenberg [95] eingeführt wurde. Die Prototypen des ersten aktiv selbstligierenden Brackets wurden 1976 entwickelt. Nach vier Jahren Verfeinerungsarbeiten und klinischen Versuchen wurde das Speed-Bracket 1980 auf dem Markt vorgestellt [43]. Die Basisgestaltung wurde dabei nicht verändert. Die Wirkungsweise des heutigen Speed-Brackets, die durch einen aktiven Verschlussmechanismus, durch eine Haltefeder aus superelastischem Nitinol bestimmt ist, führt bei entsprechender Anwendung zu einer eigenen Behandlungstechnik. Vor allem das Ausrotieren in der Nivellierungsphase sowie grundsätzlich Bewegungen der Zähne am Bogen sollen einfacher und mit geringerem Aufwand erreicht werden.

Das erste moderne passiv selbstligierende Bracket Edgelok wurde in den frühen 70ern vorgestellt [110]. Dieses Bracket zeichnete sich durch eine runde Basisgestaltung mit einer starren labialen Gleitkappe aus. Eine andere Alternative bot das im Jahre 1986 eingeführte Activa-Bracket, das aus einem unflexiblen, gekrümmten Arm bestand, der okkluso-gingival um einen zylindrischen Bracketkörper rotierte. Dieser Arm konnte allein mit Fingerdruck in eine geöffnete und geschlossene Position gebracht werden [10]. Auf das im Jahre 1995 vorgestellte Time-Bracket folgte drei Jahre später das TwinLock-Bracket, dessen flacher, rechteckiger Schieber zwischen den Flügeln eines Edgewise-Zwillingsbrackets untergebracht wurde und mit einem Universalscaler in die geöffnete Position gebracht werden konnte [10]. Ähnliche selbstligierende Brackets wurden mit Damon SL I in 1996 und Damon SL II in 1999 eingeführt. Beide stellten Edgewise-Zwillingsbrackets dar, unterschieden sich jedoch dadurch, dass erstere mit einem labialen Deckel zwischen den Flügel ausgestattet wurde, während dem letzteren ein flacher, rechteckiger Schieber eingebaut war [10] (Tab.1).

### **1.3 Einteilung selbstligierender Brackets**

Ähnlich wie das Speed- und Edgelok-Bracket wurden viele Modelle patentiert und es entstanden verschiedene Bracketdesigns, die sich nach der Gestaltung der Verschlussmechanik in drei Systeme unterteilen lassen. Superelastische Clips stellen die erste Möglichkeit dar, bei der ein Bogen nach Insertion in den Slot durch federnde Bleche

gesichert wird. Die zweite Variante der selbstligierenden Brackets bedient sich einer Klappe, die den Bracketslot verschließt. Die zur Zeit überwiegende Variante ist indes die Verwendung eines Schiebeverschlusses.

Vor- und Nachteile hinsichtlich des klinischen Gebrauchs von selbstligierenden Brackets sowie eine Einteilung dieser Brackets in passiv und aktive Selbstligation stellen Harradine et al. in ihren Studien dar [44 - 46].

Entsprechend den Verschlussmechaniken (Clips, Klappe, Schieber) können selbstligierende Brackets hinsichtlich der Arretierung des Bogens unterschieden werden in passive, aktiv-passive und aktive Verschlussmechanismen. Passiv ligierende Brackets erzeugen dabei keine ligaturbedingte Friktion, da bis zur Insertion eines vollständig slotfüllenden Bogens kein Kontakt zwischen eingesetztem Draht und dem Verschluss entsteht (Abb.2). Bei aktiv-passiven Ligaturmechanismen entsteht ein Kontakt erst ab dem Erreichen einer mittleren Bogenstärke. Die vorwiegend aktiven Verschlüsse treten bereits ab einer geringen Bogenstärke mit dem Bogen in Kontakt (Abb.3), das heißt sie greifen aktiv in das mechanische Geschehen ein. In-vitro Untersuchungen zeigen für aktive Systeme eine höhere Friktion als für passive; dafür haben erstere aber eine bessere Rotations- und Kippkontrolle [104, 109].

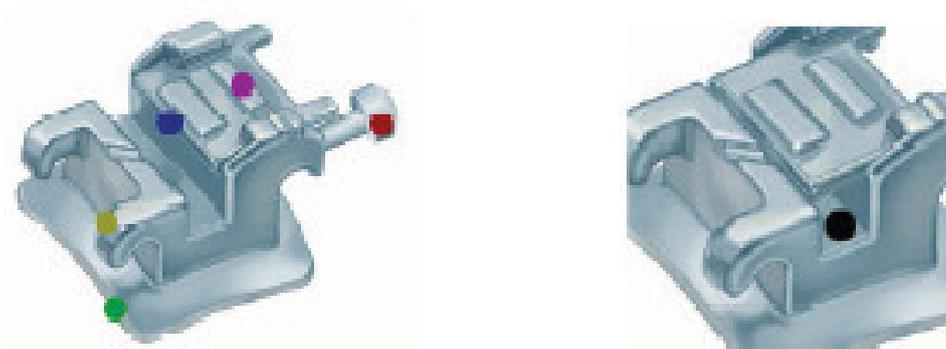


Abb. 2: Schematische Darstellung der Wechselwirkung zwischen einem Drahtbogen und einem passiv selbstligierenden Bracket (Damon SL II®) [29].

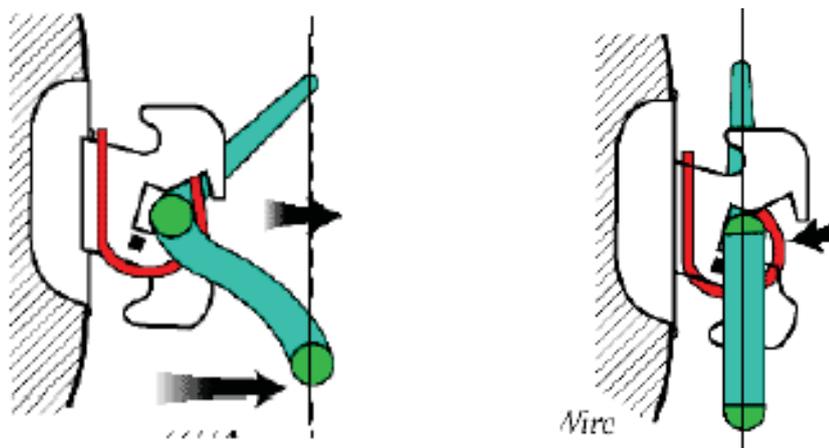


Abb. 3: Schematische Darstellung der Wechselwirkung zwischen einem Drahtbogen und einem aktiv selbstligierenden Bracket (Speed®) [29].

Abgesehen von den offensichtlich biologischen und anatomischen Hindernissen, die das Ausmaß der Zahnbewegung beeinflussen, gibt es, wie bereits oben dargestellt, auch physikalische Probleme des Brackets, Drahtbogens und der Ligatur-Reibung. Die Art des Brackets, des Drahtbogens oder der Ligatur, die in einer Behandlung verwendet werden, bestimmen, wie schnell sich der Zahn bewegen wird und folglich auch die Dauer der Behandlung. In Bezug auf dieses Problem wird das selbstligierende Bracket vorgestellt, um eine „frikionsfreie“ Umgebung zu schaffen. Diese Brackets sind heutzutage in umfangreichem klinischem Gebrauch. Weitreichende Untersuchungen dieser Brackets, sowohl physikalischer als auch materialkundlicher Art, haben dem Kieferorthopäden einen breiten Horizont für deren Einsatzmöglichkeiten eröffnet.

## 2 Literaturübersicht

---

Mittlerweile liegt eine große Zahl von Arbeiten vor, die sich mit dem Problem des Verlustes der applizierten Kräfte durch die entstehende Reibung beschäftigen.

Insgesamt können die Untersuchungen über Reibungskräfte in vier Hauptgruppen hinsichtlich ihres Aufbaus gegliedert werden:

1. Drahtbögen, die über eine Kontaktfläche geführt werden, begrenzen die Studien lediglich auf die Analyse des Materialeinflusses auf die Reibungsverluste [61, 94].
2. Drahtbögen, die parallel zum Bracketslot geführt werden, erlauben die Analyse des Materialeinflusses, des Bracketdesigns und der Bogendimension sowie die Wirkung von Speichel und verschiedenen Ligaturarten [9, 21, 22, 38, 56, 61, 63, 82, 89, 90]
3. Drahtbögen, die durch die Brackets mit starrer Angulation [2, 35, 74, 78, 91, 107] beziehungsweise mit Angulation in Kombination mit einem Drehmoment [24, 64, 105] geführt werden, erlauben die Studie über den Einfluss der Variation in der Interbracketkonfiguration.
4. Schließlich existieren Versuchsanordnungen, die den Brackets erlauben, sich im dreidimensionalen Raum zu bewegen, um die klinische Situation zu simulieren [8, 23, 51, 106, 111].

### 2.1 Studien über konventionelle Brackets

Bei der Verwendung orthodontischer Multibracketapparaturen sind Reibungskräfte innerhalb des Bracket-Bogen-Komplexes erwiesenermaßen unvermeidbar. Die Problematik des Verlustes der applizierten Kräfte durch Reibung ist seit langem Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. Dabei kommen in den Untersuchungen sowohl Kombinationen unterschiedlicher Brackets und Bögen der Straightwire- oder Standard-Edgewise-Technik als auch modifizierte Brackets und Bögen in Betracht. Studien

über die Einflüsse auf das Reibungsverhalten zeigten, dass eine geringe Bracketbreite bei der bogengeführten Zahnbewegung schneller zu einer Angulation zwischen Bracket und Draht und dadurch zu erhöhten Friktionswerten führt [23, 25, 88, 106]. Bei fest eingestellter Angulation wurde dieser Zusammenhang ebenfalls bestätigt [2, 35, 74].

Bei der Friktionsentstehung spielen die Kantenverrundung [86] und der Führungsbogenquerschnitt ebenfalls eine bedeutende Rolle [2, 23, 35, 108], wobei der vertikale Drahtquerschnitt für das Friktionsverhalten entscheidend ist [23, 25]. Ogata et al. [71] sowie Vaughan et al. [108] konnten feststellen, dass im Vergleich zu runden Drähten rechteckige Führungsdrähte eine größere Friktion erzeugen.

Daneben hängen die Reibungsverluste auch von der Drahtlegierung und der Rauheit der Drahtoberfläche ab. So wurde in einer umfangreichen Studie von Drescher et al. [23, 25] ersichtlich, dass die Faktoren Oberflächenrauheit des Bogenmaterials und „biologischer Widerstand des Parodonts“ einen erheblich größeren Einfluss auf die Friktion haben als die Drahtdimension, die Bracketbreite oder die Elastizität des verwendeten Bogenmaterials. Darüber hinaus ergab die Studie, dass TMA-Bögen (Titan-Molybdän-Alloy) aufgrund ihrer hohen Oberflächenrauheit die mit Abstand höchsten Friktionswerte erzeugen (bis zu sechsmal höher als Bögen aus gewöhnlichem Stahldraht). Auch Schumacher et al. [84] zeigten, dass Stahldrähte weniger Friktion erzeugen als Drähte aus Nickel-Titan-Legierung. Die Friktionswerte für  $\beta$ -Titan-Drähte lagen über denen von Nickel-Titan-Drähten. Ähnliche Zusammenhänge hinsichtlich der Drahtoberfläche, dem Drahtmaterial und der Reibung wurden auch von Kusy et al. [61, 63] berichtet.

Weiterhin hat auch das Bracketdesign einen wesentlichen Einfluss auf den durch Reibung entstehenden Kräfteverlust [87]. Eine Untersuchung zwischen Keramik- und Stahlbrackets wurde von Ireland et al. [51] durchgeführt, die unter anderem den hohen Reibungsverlust der Keramikbrackets bei Vierkantbögen niedriger Dimension zeigte. In einer Vergleichsstudie von Bednar et al. [8], bei der Speed<sup>1</sup>-Brackets, Edelstahl- und Keramikbrackets mit Alastics und Drahtligaturen verglichen wurden, zeigten Keramikbrackets mit Alastics bei den meisten Bögen im Vergleich zu anderen Bracket-Ligatur-Kombinationen ebenfalls hohe Reibungswerte. Speed-Brackets erzeugten ähnliche oder größere Friktionswerte als konventionelle Brackets mit Alastics.

---

<sup>1</sup> Speed-System Orthodontics, Cambridge, Ontario, Kanada

In einer Studie von Loftus et al. [65] konnten die Messungen der Reibungskräfte bei der führenden Zahnbewegung anhand eines Modells gezeigt werden, wobei das Modell durch die Zahnkipfung einen Kontakt zwischen dem Drahtbogen und dem diagonal gegenüberliegenden Bracketflügel ermöglichte. Konventionelle und selbstligierende als auch konventionelle Keramikbrackets und Keramikbrackets mit Edelstahlstahlslot kamen zur Anwendung. Die paarweise gemessenen Unterschiede zwischen konventionellen, selbstligierenden und Keramikbrackets mit Edelstahlstahlslot waren nicht signifikant. Die konventionellen Keramikbrackets erzeugten die höchsten Reibungsverluste.

Weiterhin wurden und werden viele Untersuchungen bezüglich der unterschiedlichen Ligierungstechniken und der dabei auftretenden Friktionskräfte durchgeführt. Dabei zeigte sich, dass die Ligatur größere Auswirkungen auf die Friktion hat als die Drahtdimension [83]. Alastics erzeugten deutlich niedrigere Friktionswerte als Drahtligaturen und verseilte Drähte wiederum niedrigere Werte als normale Stahldrähte [83]. Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass die Friktion bei ansteigendem Ligaturendruck zunimmt [35].

## 2.2 Studien über selbstligierende Brackets

Im Zusammenhang mit der Ligaturart lassen sich in der Literatur auch zahlreiche Veröffentlichungen mit ähnlicher Themenstellung wie in der vorliegenden Arbeit finden, die speziell die Bestimmung der Reibungskräfte bei selbstligierenden Brackets im Vergleich zu konventionellen Brackets behandeln. Während einige Autoren der Auffassung sind, dass von Beginn der Nivellierungsphase an die Friktion bei selbstligierenden Brackets signifikant niedriger sei [57, 76, 89, 90, 102], gibt es auch eine Reihe von Untersuchungen, die zu einem gegenteiligen Ergebnis gekommen sind [8, 9, 80, 85, 89, 106]. Cacciafesta et al. [16] konnten in einer Untersuchung den Reibungswiderstand zwischen selbstligierenden Edelstahlbrackets (Damon SL), selbstligierenden Polycarbonatbrackets (Oyster) und konventionellen Edelstahlbrackets (Victory Series) messen und vergleichen. Während bei selbstligierenden Edelstahlbrackets im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen niedrige Reibungswerte gezeigt werden konnte, bestand zwischen den letzteren kein signifikanter Unterschied.

Ferner konnten Thomas et al. [102] in einer in-vitro Studie zwei Typen selbstligierender Brackets (Damon SL<sup>1</sup>- und Time<sup>2</sup>-Brackets) und zwei Typen der Standard-Edgewise-Brackets (TP Tip-Edge<sup>3</sup>- und A-Company<sup>4</sup>-Standard-Zwillingsbrackets) erforschen. Dabei wurden fünf Kombinationen der Drahtgröße und des Drahtmaterials benutzt. Die Ergebnisse zeigten, dass die Damon-Brackets in allen Drahtdimensionen die niedrigsten Friktionen aufwiesen, gefolgt von Time-Brackets. Die Standard Zwillingsbrackets erzeugten die höchsten Friktionswerte mit allen Drahtdimensionen gefolgt von Tip-Edge-Brackets. Die Reibungskräfte waren bei Verwendung von Nickel-Titan-Drähten mit allen Brackets höher als bei Edelstahlbrackets.

Taylor et al. [98] untersuchte das Reibungsverhalten von drei unterschiedlichen Brackettypen (Standard Straightwire Brackets, Activa<sup>5</sup>-Brackets und Speed-Brackets) mit Drähten fünf unterschiedlicher Dimensionen ( 0,018", 0,020", 0,016" × 0,022", 0,018" × 0,025" und 0,019" × 0,025"). Activa-Brackets erzeugten bei allen Drähten die niedrigste Friktion. Speed-Brackets zeigten bei runden Drähten geringere Reibung, während die Werte bei Vierkantbögen denen der Standard-Straightwire-Brackets annäherten.

Die Abhängigkeit der Friktion vom Material sowie vom Querschnitt des Bogens zeigt eine Studie von Pizzoni et al. [76], in der zwei selbstligierende Brackets (Damon SL und Speed) in geschlossener Position mit vier Drahtbögen getestet wurden, und zwar Edelstahl- und  $\beta$ -Titandrähte, jeweils rund und rechteckig. Als Ergebnis wiesen runde Drähte niedrigere Reibungskräfte auf als rechteckige, die  $\beta$ -Titandrähte hatten eine ausgesprochen höhere Friktion als Edelstahlbrackets, und die Friktion stieg bei allen Bogen-Draht-Kombinationen mit der Angulation an. Das Damon-SL-Bracket mit einem Deckel als Verschlussystem zeigte niedrigere Reibung als das mit einer Feder verschlossenen Speed-Bracket. Insgesamt hatten die beiden selbstligierenden Brackets bei allen Angulationen eine niedrigere Friktion als konventionelle Brackets.

Demgegenüber konnten Redlich et al. [80] zeigen, dass bei den Time-Brackets bei 5 oder 10 Grad Angulationen die höchsten Reibungskräfte zu verzeichnen waren als alle anderen „friktionsreduzierten“ Brackets, unter anderem auch Discovery-SL.

---

<sup>1</sup> SDS Ormco, Glendora, CA, USA

<sup>2</sup> Adenta GmbH, Gilching, BY, Deutschland

<sup>3</sup> Orthodontics, Inc. La Porte, IN, USA

<sup>4</sup> ,A' – Company, San Diego, CA, USA

<sup>5</sup> ,A' – Company, San Diego, CA, USA

Der Einfluss der Bracket-Bogen-Angulation und der Bogendimension war auch Gegenstand einer anderen Studie [79], in der drei selbstligierende Brackets (Activa, Mobil-Lock<sup>1</sup> und Speed) mit einem konventionellen Bracket (Ultratrimm<sup>2</sup>) unter Anwesenheit von unstimuliertem Menschen Speichel hinsichtlich der entstehenden Reibungsverluste verglichen wurden. Auch hier konnte gezeigt werden, dass mit steigender Bogendimension und Bracket/Bogen Angulation die statische Reibungskraft für alle Brackettypen anstieg, während Speichel einen inkonsistenten Einfluss hatte. Das Mobil-Lock-Bracket hatte bei einer Angulation von 0 Grad die niedrigsten Werte, wobei mit steigender Angulation die Werte an die der anderen Brackettypen annährten. Activa-Brackets hatten bis auf die Ausnahme des 0,019" × 0,025" Bogens die zweitniedrigsten Reibungskräfte, während Speed-Brackets bei runden Bögen niedrige und bei Vierkantbögen hohe Friktionswerte zeigten. Bei Ultratrimm-Brackets wurden vergleichsweise hohe Reibungswiderstände verzeichnet. Insgesamt zeigten selbstligierende Brackets lediglich unter bestimmten Bedingungen geringe Friktionswerte im Vergleich zu konventionellen Brackets.

Während Sims et al. [90] in ihren Untersuchungen geringe Friktionswerte für Activa-Brackets verzeichnen konnten, fand eine andere Studie keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen Activa-, Speed-, Edgelok<sup>3</sup>- und einem konventionell ligierten Zwillingsbracket [89]. Berger et al. [9]. zeigte für Speed-Brackets eine Übereinstimmung im Anstieg der Reibungswiderstände mit steigenden Bogendimensionen. Sims et al. [90] bestätigten dies mit der Ausnahme des größten Drahtbogens (0,019" × 0,025"), was die Vermutung nahelegte, dass die Friktion bei Speed-Brackets nicht unbedingt eine Funktion der Bogenbreite, sondern möglicherweise mit der Füllung der Slottiefe durch den Bogen verbunden ist. Die Activa-Brackets zeigten keinen [90] oder minimalen [98] Anstieg des Reibungswiderstandes mit steigender Bogendimension.

In einer in-vivo Studie untersuchte Miles [68] das SmartClip<sup>4</sup>-Bracket und konventionelle Zwillingsbrackets auf ihr Reibungsverhalten während eines Lückenschlusses. Insgesamt 19 Patienten nahmen an der Studie teil, wobei mit 13 Patienten die Studie abgeschlossen wurde. Bei allen Patienten wurde vorher eine Prämolarenextraktion durchge-

---

<sup>1</sup> Forestadent Bernhard Förster GmbH, Pforzheim, BW, Deutschland

<sup>2</sup> Dentaforum J.P., Winkelstroeter KG, Ispringen, BW, Deutschland

<sup>3</sup> SDS Ormco, Glendora, CA, USA

<sup>4</sup> 3M Unitek Orthodontic Products Monrovia, CA, USA

führt. Während der Therapie wurden sie alle fünf Wochen untersucht, bis die Lücke einer Seite geschlossen war. Der Abstand zwischen der mesialen Kante des Eckzahnbrackets und der distalen Kante des Moralenbrackets wurde vor und nach dem Lückenschluss gemessen. Es stellte sich heraus, dass die Unterschiede zwischen dem SmartClip-Bracket und dem konventionellen Bracket mit Drahtligatur nicht signifikant waren.

Kim et al. [59] verglichen in einer Studie die von selbstligierenden und konventionellen Brackets erzeugten Reibungskräfte in einem Unterkiefer- und Oberkiefermodell. Die Friktionskräfte stiegen in folgender Reihenfolge an: Damon2, Damon3, InOvation-R, Time 2, SmartClip, Speed, Clarity und Mini-Diamond gemessen an einem Oberkiefermodell. Im Unterkiefer stiegen die Reibungskräfte folgendermaßen an: In-Ovation R, Damon2, Damon3, Time 2, Speed, Clarity und Mini-Diamond. Schlussfolgernd konnten Kim et al. [59] feststellen, dass Kombinationen von passiv selbstligierenden Brackets und einem Nickel-Titan-Bogen während der Nivellierungsphase geringere Reibungskräfte erzeugen können als andere Kombinationen von Brackets und Bögen.

Die Untersuchung der Friktionsverhalten von ästhetischen Brackets war Gegenstand der Studie von Reicheneder et al. [81]. Verglichen wurden zwei selbstligierende mit vier konventionellen ästhetischen Brackets. Es handelte sich bei der ersten Gruppe um Opal<sup>1</sup>- und Oyster<sup>2</sup>-Brackets, bei der zweiten Gruppe um Transcend<sup>3</sup>-, Inspire<sup>4</sup>-, Allure<sup>5</sup>- und Image<sup>6</sup>-Brackets. Die Ergebnisse verdeutlichten, dass das Opal-Bracket die niedrigsten Reibungskräfte verursachte. Das Oyster-Bracket hatte ähnliche Werte nur in Kombination mit einem 0,019" × 0,025" Edelstahlbogen.

Nicht nur hinsichtlich der Reibungskräfte sondern auch hinsichtlich ihrer Effektivität im klinischen Gebrauch wurden selbstligierende Brackets bewertet. In einer klinischen Untersuchung von Eltz et al. [28] wurden 32 Patienten mit passiven Damon-Brackets, 50 Patienten mit aktiven InOvation-Brackets und 50 Patienten mit konventionellen Brackets miteinander verglichen. Dabei ergab sich, dass InOvation-Brackets in der Nivel-

---

<sup>1</sup> Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA

<sup>2</sup> Gestenco International AB, Gothenburg, Schweden

<sup>3</sup> 3M Unitek Orthodontic Products Monrovia, CA, USA

<sup>4</sup> SDS Ormco, Glendora, CA, USA

<sup>5</sup> GAC International Inc., Bohemia, NY, USA

<sup>6</sup> Gestenco International AB, Gothenburg, Schweden

lierungsphase effektiver waren, während Damon-Brackets in der Arbeitsphase Vorteile hatten. Die durchschnittliche Behandlungsdauer war bei den InOvation-Brackets kürzer. Die Endmodelle der mit Damon-Brackets behandelten Patienten wiesen durchschnittlich einen geringeren ICON-Wert (Index of Complexity, Outcome and Need) auf als die Modelle der Patienten, die mit InOvation-Brackets behandelt worden waren.

Shivapuja et al. [89] stellten fest, dass aus der Patientenperspektive selbstligierende Brackets glatter, komfortabler und durch die Abwesenheit einer Drahtligatur einfacher zu reinigen sind, da der Verzicht auf elastische Ligaturen die Retentionsstellen für bakterielle Plaque reduziert.

Maijer et al. [66] und Harradine et al. [46] verzeichneten eine geringere Behandlungsdauer, da einerseits eine Ligatur in Form von Alastics oder Draht entfällt und andererseits die Effektivität von Zahnbewegungen durch eine geringere Friktion verbessert wird. Dies wurde in anderen Studien ebenfalls bestätigt [37, 109].

### **2.3 Studien über Slide-Ligaturen**

Es existieren auch aktuelle Untersuchungen über sogenannte unkonventionelle elastische Ligaturen. In der vorliegenden Studie kam ebenfalls eine solche modifizierte elastische Ligatur zur Anwendung. Ergebnisse einer Studie von Franchi et al. [34], in der vier passiv selbstligierende Brackets und fünf konventionelle Edelstahlbrackets mit jeweils konventionellen und nicht konventionellen elastischen Ligaturen untersucht wurden, zeigten, dass selbstligierende Brackets und konventionelle Edelstahlbrackets mit modifizierten elastischen Ligaturen im Vergleich zu Edelstahlbrackets mit konventionellen Alastics signifikant geringere Haft- und Gleitreibungskräfte erzeugten. Folglich kamen Franchi et al. [34] zu dem Schluss, dass nicht konventionelle elastische Ligaturen und selbstligierende Brackets als Alternativen für ein niedriges Friktionskonzept darstellen.

Auch Baccetti et al. [6] konnten zeigen, dass jene passiven Ligatursysteme in der Lage sind, signifikant geringere Reibungskräfte zu erzeugen als konventionelle elastische Ligaturen.

---

In einer weiteren in-vitro Studie konnten mit 0,014" super-elastischen Nickel-Titan-Bogen und 0,019" × 0,025" Edelstahlbogen bei selbstligierenden und konventionellen Brackets mit Leone-Ligaturen keine Reibungskräfte ermittelt werden [36]. Demgegenüber stiegen die Werte bei Anwendung von Alastics jeweils in beiden Drahtkombinationen an.

### 3 Problemstellung

---

In der Literatur finden sich zahlreiche Veröffentlichungen, die die Bestimmung der Reibungsverluste bei selbstligierenden Brackets behandeln. Der Inhalt dieser Studien beschränkt sich jedoch auf einzelne selbstligierende und Straightwire-Brackets sowie auf einzelne Ligaturarten.

Aufgrund der Vielzahl der bis heute vorliegenden Untersuchungen, über die es unter anderem sehr schwer ist, sich einen zusammenhängenden Überblick über die Eigenschaften aller verfügbaren selbstligierenden Brackets, insbesondere in Bezug auf ihr Friktionsverhalten, zu verschaffen, ist es immer wieder von neuem erforderlich, neu hinzustoßende, aktuell auf dem Markt befindliche selbstligierende Brackets zu überprüfen und zu bewerten.

Aus diesen Gründen definierte sich das Ziel dieser Arbeit wie folgt:

1. Bestimmung der ligaturbedingten Reibungskräfte, die bei Verwendung verschiedener selbstligierender Brackets auftreten.
2. Durchführung eines Vergleichs mit der ligaturbedingten Friktion konventioneller Straightwire-Zwillingsbrackets bei Applikation unterschiedlicher Ligaturen.
3. Ermittlung der bei der bogengeführten Zahnbewegung erzeugten Friktion der verschiedenen Bracketsysteme durch Applikation eines Drehmoments.

Unter einem System versteht man in diesem Zusammenhang das Zusammenspiel von Bracket und Bogen(folge).

---

## 4 Material und Methode

---

In der vorliegenden in-vitro Studie wurden die zwischen Bracket und Drahtbogen auftretenden Reibungskräfte bei der bogengeführten Eckzahnretraktion im Oberkiefer untersucht. Es handelte sich dabei um Edelstahldrähte und Brackets unterschiedlicher Dimension und unterschiedlicher Ligaturart. Nach einer computergestützten Darstellung der gewonnenen Ergebnisse wurden die Friktionswerte für die einzelnen Bracketsorten grafisch veranschaulicht.

### 4.1 Untersuchte Brackets

Bei den für diese Studie ausgewählten Brackets handelte es sich um zwölf selbstligierende Oberkiefer-Eckzahnbrackets mit verschiedenen Verschlussmechanismen, die mit drei konventionellen Metallbrackets verglichen wurden. Untersucht wurden selbstligierende Brackets der Firmen 3M Unitek, Adenta, Dentaaurum, Forestadent, GAC, Ormco, Speed-Systems und konventionelle Brackets der Firmen Ormco und Adenta, die uns die entsprechenden Brackets dankenswerterweise zur Verfügung stellten. Die einzelnen Brackets sind der Tabelle 2 zu entnehmen.

Hersteller	Bracketsystem	Slothöhe	Mechanismus	Bogenarretierung
3M Unitek	SmartClip	0,018"	Clip	passiv
3M Unitek	SmartClip	0,022"	Clip	passiv
Adenta	Time	0,018"	Klappe	aktiv-passiv
Adenta	Time	0,022"	Klappe	aktiv-passiv
Dentaurum	Discovery-SL	0,022"	Klappe	passiv
Forestadent	Quick	0,018"	Schieber	aktiv-passiv
Forestadent	Quick	0,022"	Schieber	aktiv-passiv
GAC	InOvation-R	0,018"	Schieber	aktiv-passiv
GAC	InOvation-R	0,022"	Schieber	aktiv-passiv
Ormco	Damon3	0,022"	Schieber	passiv
Speed Systems	Speed	0,018"	Schieber	vorrangig aktiv
Speed Systems	Speed	0,022"	Schieber	vorrangig aktiv

Tab. 2: Untersuchte selbstligierende Brackets.

Unter den insgesamt zwölf zur Anwendung gekommenen selbstligierenden Brackets stellt das SmartClip-Bracket der Firma 3M Unitek<sup>1</sup> das einzige selbstligierende Bracket mit einem Clip als Verschlussmechanismus dar (Abb.4), das heißt es fehlen die typischen beweglichen Verschlussklappen oder Riegel; der Bogen, der durch einen integrierten Nickel-Titanium Clip im Slot gehalten wird, wird bei diesem Bracket mit Hilfe eines Handinstrumentes<sup>1</sup> in den Slot einligiert und ist nach seiner Insertion bereits fixiert. Dieser Insertionsvorgang ist vergleichbar mit dem Einsetzen eines Bogens in ein konventionelles Zwilling Bracket, wobei die Insertionskraft um den Widerstand erhöht ist, der zur Überwindung der Federkraft des Clips aufgebracht werden muss. Der mittelgroße Zwilling Bracketkörper und die konturierte Bracketbasis sind miteinander verschweißt.

<sup>1</sup> 3M Unitek Orthodontic Products Monrovia, CA, USA



3M Unitek - SmartClip

Abb. 4: Das SmartClip-Bracket mit Clip-Verschlussmechanik [93].

Bei allen anderen selbstligierenden Brackets wird der Bogen durch einen beweglichen Verschluss im Slot gehalten, wobei man diese wiederum in passiv (Discovery-SL, Damon3) und aktiv-passiv ligierende (Time, Quick, InOvation-R) einordnen kann.

Bei den passiven Systemen verhindert eine Verschiebe- beziehungsweise Verschlussklappe das Herausrutschen des Bogens aus dem Slot. Durch diese Verschlussmechanik wird ein Kontakt zum Bogen nicht forciert. Hierzu zählen Discovery-SL-Bracket (Abb.5a) der Firma Dentaaurum<sup>1</sup> und Damon3-Bracket der Firma Ormco<sup>2</sup> (Abb.5b). Dabei unterscheidet sich das Damon3-Bracket von allen übrigen Brackets durch den Aufbau aus verschiedenen Materialien. Ein Composite-Grundgerüst mit Klebebasis wird durch einen Slot und einen Schiebeverschluss aus Edelstahl ergänzt. Die konturierte Basis ist mit mechanischen Retentionen versehen.

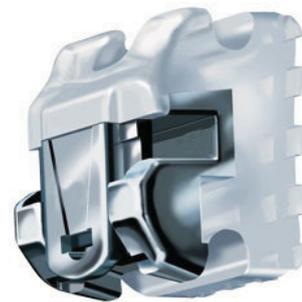
---

<sup>1</sup> Dentaaurum J.P., Winkelstroeter KG, Ispringen, BW, Deutschland

<sup>2</sup> SDS Ormco, Gelndora, CA, USA



5a) Dentaurum – Discovery SL



5b) Ormco – Damon 3

Abb. 5: Passiv selbstligierende Brackets [19, 47].

Bei den aktiv-passiv selbstligierenden Brackets, zu denen alle anderen Brackets gezählt werden können, drückt eine Klemme gegen den Bogen: Während das InOvation-R-Bracket der Firma GAC<sup>1</sup> (Abb.6a) und das Quick-Bracket der Firma Forestadent<sup>2</sup> (Abb.6b) mit einem Schiebemechanismus versehen sind, ist das Time-Bracket<sup>3</sup> der Firma Adenta (Abb.6c) mit einer Klappenmechanik ausgestattet. Das InOvation-R-Bracket besteht aus Metall und hat zwei Bracketschlitze. Der Hauptschlitz wird durch einen horizontalen 0,016" × 0,016" Hilfsschlitz ergänzt, der dafür gedacht ist, Zwillingsbögen einzusetzen. Die Verrieglungsfeder besteht aus einer Kobalt-Chrom-Legierung. Das Quick-Bracket, das wie das Time-Bracket in einem Stück (einschließlich konturierter Basis) im Sinterverfahren hergestellt wird, besteht ebenfalls aus einem Haupt- und Hilfsschlitz. Bei den Time-Brackets fehlt der Zusatzschlitz, aber dennoch lassen sich Zwillingsbögen konventionell ligieren.

---

<sup>1</sup> GAC International Inc., Bohemia, NY, USA

<sup>2</sup> Forestadent Bernhard Förster GmbH, Porzheim, BW, Deutschland

<sup>3</sup> Adenta GmbH, Gilching, BY, Deutschland



6a) GAC – InOvation-R



6b) Forestadent – Quick



6c) Adenta - Time

Abb. 6: Aktiv-passiv selbstligierende Brackets [1, 32, 50].

Anders als bei den oben genannten Brackets ist das Speed-Bracket der Firma Speed-Systems<sup>1</sup> (Abb.7) so hergestellt, dass der Verschlussmechanismus, der aus einer elastischen Nickel-Titan-Feder besteht, abhängig von der Bogendimension schon Kontakt mit dem Draht hat. Beim 0,018" Slotsystem übt der Schiebeverschluss ab einem Bogen-durchmesser von 0,016" Kraft auf den Bogen aus. Der Singlebracketkörper und die konturierte Bracketbasis sind miteinander verschweißt.



Speed-Systems – Speed

Abb. 7: Das Speed-Bracket mit vorrangig aktivem Verschlussmechanismus [101].

---

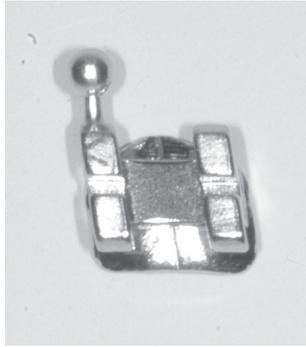
<sup>1</sup> Speed-System Orthodontics, Cambridge, Ontario, Kanada

In Tabelle 3 sind die Angaben der Hersteller zu der Drahtdimension, mit der ein aktiver Kontakt zwischen Verschluss und inseriertem Bogen ausgeübt wird, aufgelistet. Alle selbstligierenden Brackets wiesen eine Slothöhe von jeweils 0,022" auf. Zwei Brackets waren jedoch ausschließlich in der 0,022" Slotdimension verfügbar. Dies waren das Discovery-SL-Bracket, das zum Untersuchungszeitpunkt als Prototyp vorlag, und das Damon3-Bracket, das trotz der Listung im aktuellen Produktverzeichnis der Firma Ormco nur in 0,022" Slots zu beziehen war.

Hersteller	Bracketsystem	Slothöhe	Passiv bis
Adenta	Time	0,018"	0,018" / 0,018" × 0,018"
Adenta	Time	0,022"	0,018" / 0,018" × 0,018"
Forestadent	Quick	0,018"	0,018" × 0,018" / 0,016" × 0,022"
Forestadent	Quick	0,022"	0,018" × 0,018" / 0,016" × 0,022"
GAC	InOvation-R	0,018"	0,016" × 0,016"
GAC	InOvation-R	0,022"	0,018" × 0,018"
Speed Systems	Speed	0,018"	0,016"
Speed Systems	Speed	0,022"	0,016" × 0,022"

Tab. 3: Aktiv / passiv selbstligierende Brackets: Drahtdimension, mit der ein Kontakt zwischen Verschlussmechanismus und Bogen entsteht.

Bei den zum Vergleich geprüften drei konventionellen Straightwire-Brackets handelte es sich um das 0,018" Diamond-Bracket der Firma Ormco (Abb.8a) und das Crown-Bracket der Firma Adenta (Abb.8b), das sowohl in 0,018" also auch in 0,022" Slotdimensionen zur Anwendung kam.



8a) Ormco – Diamond



8b) Adenta – Crown

Abb. 8: Konventionelle Straightwire-Brackets [1].

## 4.2 Ligaturen

Bei den konventionellen Metallbrackets wurden die Bögen mit vier unterschiedlichen Ligaturen einligiert (Tab.4). Die dabei verwendeten konventionellen elastischen Ligaturen oder Alastics wurden von der Firma Dentaureum bezogen und wurden nach Entfernung von ihrem Trägerelement ohne weitere Vordehnung über alle Flügel der Brackets gespannt (Abb.9).



Abb. 9: Elastische Ligaturen (Alastics) mit ihren Trägerelementen.

Bei den Slide-Ligaturen der Firma Leone<sup>1</sup> ist der Aufbau so gestaltet, dass ein zentraler, auf dem Bracket aufliegender Steg jeglichen Kontakt der Ligatur mit dem Bogen verhindert. Dadurch liegt die Ligatur nicht wie bei den Alastics auf dem inserierten Bogen. Sie werden durch zwei Ringe an den jeweils okklusalen und zervikalen Flügeln befestigt (Abb.10).

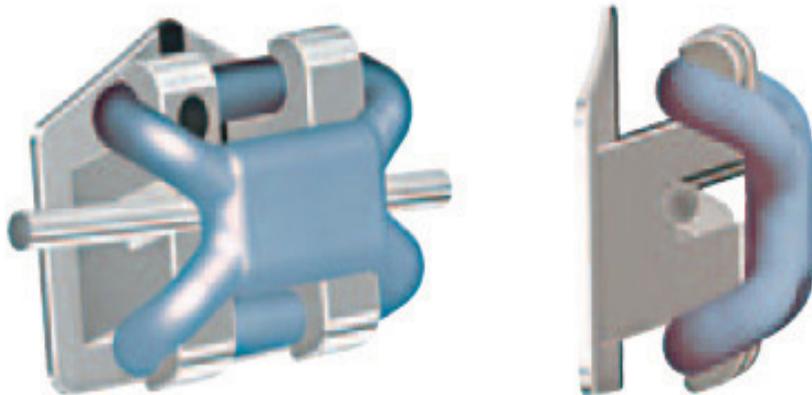


Abb. 10: Slide-Ligatur über den Flügeln eines Brackets gespannt [33].

Als Drahtligaturen wurden vorverdrillte Drahtligaturen der Firma Smile dental<sup>2</sup> (Abb.11) der Stärke 0,010" verwendet, wobei die Befestigung am Bracket einmal in einem festen und gelockerten Zustand erfolgte. Bei fester Ligatur wurde der Bogen vollständig in den Bracketslot inseriert, so dass die Ligatur fest auflag. Alternativ wurde die Ligatur für die mit „Draht gelockert“ bezeichnete Messung nachträglich durch eine gegenläufige basale Drehbewegung von 180° wieder gelockert, sodass eine leichte Beweglichkeit ohne Verlust der Ligatur gegeben war.

---

<sup>1</sup> Leone, Sesto Fiorentino, Italien

<sup>2</sup> Smile dental, Düsseldorf, Deutschland

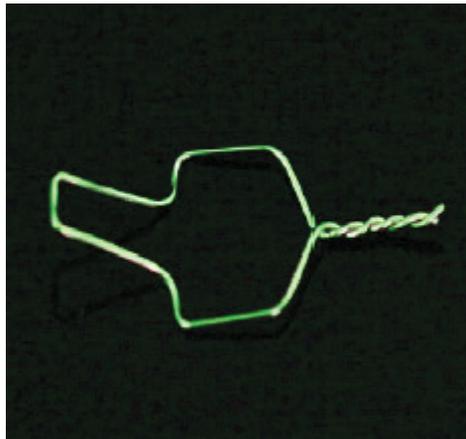


Abb. 11: Vorgeformte Stahlligatur.

Vermessen wurden jeweils fünf verschiedene Brackets eines Typs in der Ausführung für den oberen rechten Eckzahn mit vollständig geschlossenen Verschlüssen beziehungsweise den entsprechend applizierten Ligaturen.

Hersteller	Ligatur*	Applikation
Smile Dental	Gummiligaturen, Metallstab	ohne Vordehnung, wie vom Hersteller vorge- sehen
Smile Dental	kurze vorgezwirbelte Drahtligaturen, 0,010"	feste Applikation
Smile Dental	kurze vorgezwirbelte Drahtligaturen, 0,010"	gelockerte Applikation
Leone	Low Friction Ligatures, Polyurethane	ohne Vordehnung, wie vom Hersteller vorge- sehen

\* Produktbezeichnung laut Katalog des jeweiligen Herstellers

Tab. 4: Übersicht der mit dem Straightwire-Bracket verwendeten Ligaturen.

### 4.3 Verwendete Bögen

Die in dieser Studie zum Einsatz gekommenen Stahlbögen der Firma SDS Ormco wurden als Stangendraht ohne Bogenform angewandt. Es wurden zwei runde Stahlbögen mit dem Durchmesser 0,016" beziehungsweise 0,018" sowie zwei Vierkantbögen der Bogenstärke 0,016" × 0,016" beziehungsweise 0,016" × 0,022" ausgewählt. Diese vier Bögen, die repräsentativ für die in den verschiedenen Phasen der kieferorthopädischen Behandlung verwendet werden, wurden mit jedem selbstligierenden und konventionellen Bracket getestet.

### 4.4 Messsystem

#### 4.4.1 Roboter

Alle Messungen wurden mit einem robotergestützten Messsystem (RMS) mit einem Präzisionsroboter der Baureihe RX 60<sup>1</sup> (Abb.10) als wesentlichen Bestandteil durchgeführt (Abb.12). Es handelt sich um ein Hochgeschwindigkeits-Roboter mit hohen Beschleunigungen, einer maximalen Tragkraft von 4,5 kg und einer Wiederholungsgenauigkeit von +/- 0,02 mm. Diese Wiederholungsgenauigkeit wird durch ein spielfreies Getriebemodul erreicht, das Zeitverluste durch Nachschwingen beim Anfahren eines Punktes vermeidet. Dadurch war eine exakte Positionierung eines daran befestigten Kraftsensors möglich.

Der Roboterarm mit einer maximalen Reichweite von 665 mm stellt das mechanische Arbeitsorgan des Roboters dar und besteht aus Segmenten, die miteinander durch insgesamt 6 Gelenke verbunden sind. Jedes Gelenk stellt eine Achse dar, um die sich jeweils zwei Segmente drehen. Die Bewegungen der Robotergelenke werden durch bürstenlose Servomotore erzeugt, die mit Revolvern verbunden sind. Die einzelnen Segmente des Roboterarms sind der Sockel (oder Fuß), der Arm, der Ellenbogen und das Handgelenk.

---

<sup>1</sup> Stäubli Tec-Systems GmbH, Bayreuth, Deutschland

Dieser 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 konnte.

Der Roboterarm besteht weiterhin aus den Antriebsmotoren, den Bremsen, den Komponenten für die Bewegungsübertragung, der Verkabelung und den integrierten elektrischen und pneumatischen Leitungen für die verschiedenen Anwendungen.

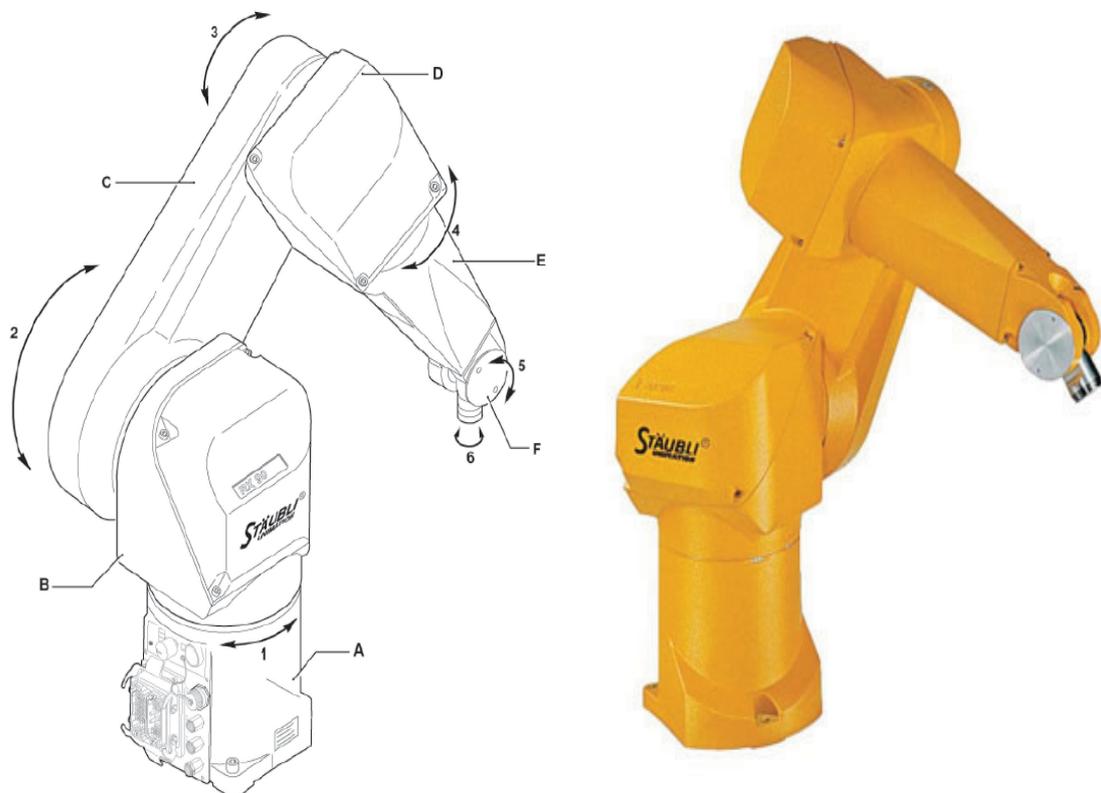


Abb. 12: Die verschiedenen Segmente eines RX60 Roboters: (A) Basis (oder Fuß), (B) Schulter, (C) Oberarm, (D) Ellenbogen, (E) Unterarm, (F) Handgelenk [92].

#### 4.4.2 Kraftsensor

Mit Hilfe eines Biegebalken-Kraftsensors des Typ 8511 - 5010<sup>1</sup> (Abb.13) konnten die auftretenden Zug- beziehungsweise Reibungskräfte mit einer hohen Genauigkeit erfasst werden. Das Messelement dieses Kraftsensors ist ein Doppelbiegebalken aus Aluminium, auf dem Dehnungsmessstreifen (DMS) appliziert sind, deren Widerstände sich durch eine einwirkende Kraft ändern. Durch Anlegen einer Spannung an die DMS-Brücke wird die Widerstandsänderung der DMS in eine der Kraft direkt proportionale Ausgangsspannung umgewandelt. Die DMS und das gesamte Messelement sind durch einen Gummifaltenbalg gegen Spritzwasser geschützt.



Abb. 13: Der Biegebalken-Kraftsensor [12].

#### 4.4.3 Wegsensor

Der vom Roboter zurückgelegte Weg konnte mit einem DC/DC-Wegsensor der Serie 87240<sup>2</sup> (Abb.14), der den Messweg mit einem integrierten Verstärker in ein analoges, elektrisches Signal umwandelte, gemessen werden. Der verwendete Wegsensor besteht aus einem Differenzialtransformator mit verschiebbarem Kern, einem Oszillator und einem Demodulator, die in einem zylindrischen, rostfreien Edelstahlgehäuse untergebracht und vergossen sind. Die Sensoren werden mit Gleichspannung gespeist, die dann

<sup>1</sup> burster Präzisionsmesstechnik GmbH & Co., Gernsbach, Deutschland

<sup>2</sup> burster Präzisionsmesstechnik GmbH & Co., Gernsbach, Deutschland

vom Oszillator in eine Wechselspannung gewandelt und der Primärwicklung des Differenzialtransformators zugeführt wird. Dadurch, dass die in den beiden Sekundärwicklungen des Transformators induzierten Spannungen demoduliert, gefiltert und gegeneinander geschaltet werden, ergibt sich bei Mittelstellung des Kerns eine resultierende Ausgangsspannung von 0 V. Bei axialer Verschiebung des Kerns gibt die Polarität der Ausgangsspannung die Verschiebungsrichtung des Kerns vom elektrischen Mittelpunkt aus an. Die Größe der Spannung ändert sich proportional zur Verschiebung des Kerns und damit zum Messweg.



Abb. 14: Der DC/DC-Wegsensor [12].

#### 4.5 Messvorgang

Jedes Bracket wurde mit Hilfe einer Positionierungsapparatur jeweils adhäsiv auf dem Zentrum des Kopfes einer  $4 \times 10$  mm verzinkten Zylinderschraube befestigt. Dabei wurden die mechanisch angerauten Schraubenoberflächen mit einem lichthärtenden Klebstoff Primer<sup>1</sup> bestrichen und anschließend das Bracket ebenfalls mit einem lichthärtenden Klebstoff<sup>2</sup> auf den Schraubenkopf geklebt. Das System wurde so kalibriert, dass sich der Bracketslot orthogonal ausgerichtet im Mittelpunkt der Schraubenlängsachse

<sup>1</sup>Transbond XT, 3M Unitek Orthodontic Products, Monrovia, CA, USA

<sup>2</sup>Transbond LR, 3M Unitek Orthodontic Products, Monrovia, CA, USA

befand, sodass Inset, Offset, Torque und Angulation des Slots keinen Einfluss auf die Messungen nehmen konnten.

Durch die Anbringung der Schrauben an eine kugelgelagerten Achse konnte die Applikation eines Drehmomentes im Sinne eines Kippmomentes ermöglicht werden. Zwei ebenfalls kugelgelagerte Rollen simulierten bei den Messungen mit applizierten Drehmoment die Lagerung des Drahtes in den Nachbarzähnen.

Alle Messungen fanden unter trockenen Bedingungen und einer Umgebungstemperatur von 24°C statt. Für jedes Bracket wurde jeweils mit vier der genannten Bögen eine ligaturbedingte Messung und eine Messung mit appliziertem Drehmoment durchgeführt. Für die Messung der ligaturbedingten Friktion zog der Roboter jeden Bogen 40 mm mit einer konstanten Geschwindigkeit von  $v = 0,2$  mm/s durch das Bracket, während die dafür benötigte Kraft mit dem Kraftsensor ermittelt wurde. Das Messsystem war zuvor mittels Nullmessungen so kalibriert worden, dass eine etwaige Verfälschung der Messergebnisse durch die kugelgelagerten Rollen zur Simulation der Nachbarzähne ausgeschlossen werden konnte (Abb.15 und 16).

Zur Simulation der bogengeführten Zahnbewegung wurde von folgendem Modell ausgegangen: ein Federelement sei am Ballhook des Eckzahnbrackets und am Haken eines Molarenbandes appliziert und produziere eine horizontale Kraft von 1 N. Der Verlauf der Kraftwirkungslinie sei dabei exzentrisch zum Widerstandszentrum des Eckzahnes mit einem Abstand nach koronal von 10 mm. Somit betrüge das am Bracket resultierende Drehmoment 10 Nmm (Abb.1).

Dieses Drehmoment wurde dadurch erzeugt, dass das kugelgelagerte Bracket mittels eines Hebelarms und einer Mikrometerschraube mit dem entsprechenden Drehmoment gegen den Bogen anguliert wurde. In dieser Konfiguration wurden erneut alle Brackets mit den vorangehend beschriebenen Parameter gemessen (Abb.17).

Die RMS-Software speicherte bei allen Messungen 10-mal pro Sekunde die vom Sensor registrierte Kraft. Aus den so ermittelten 200 Messwerten pro Bracket wurde für jedes Bracket der Mittelwert errechnet.

Die Abbildungen 16 und 17 stellen den schematischen Versuchsaufbau jeweils für die Messung der ligaturbedingten Friktion und die Messung bei appliziertem Drehmoment.

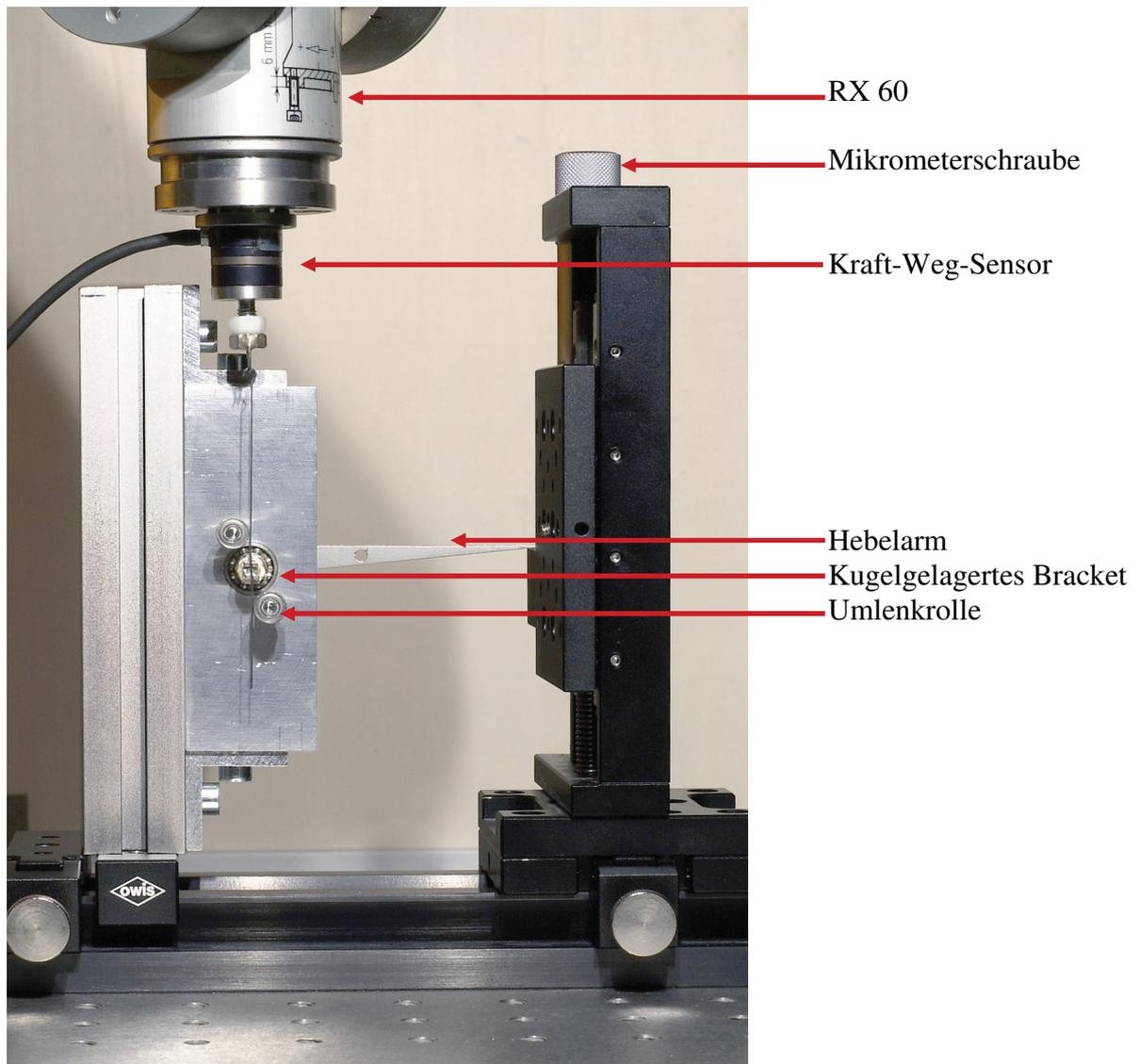


Abb. 15: Messaufbau: Industrieroboter Staubli RX 60 mit Kraft- und Wegsensor und Arretiervorrichtung zur Aufnahme und Einstellung der zu messenden Brackets.

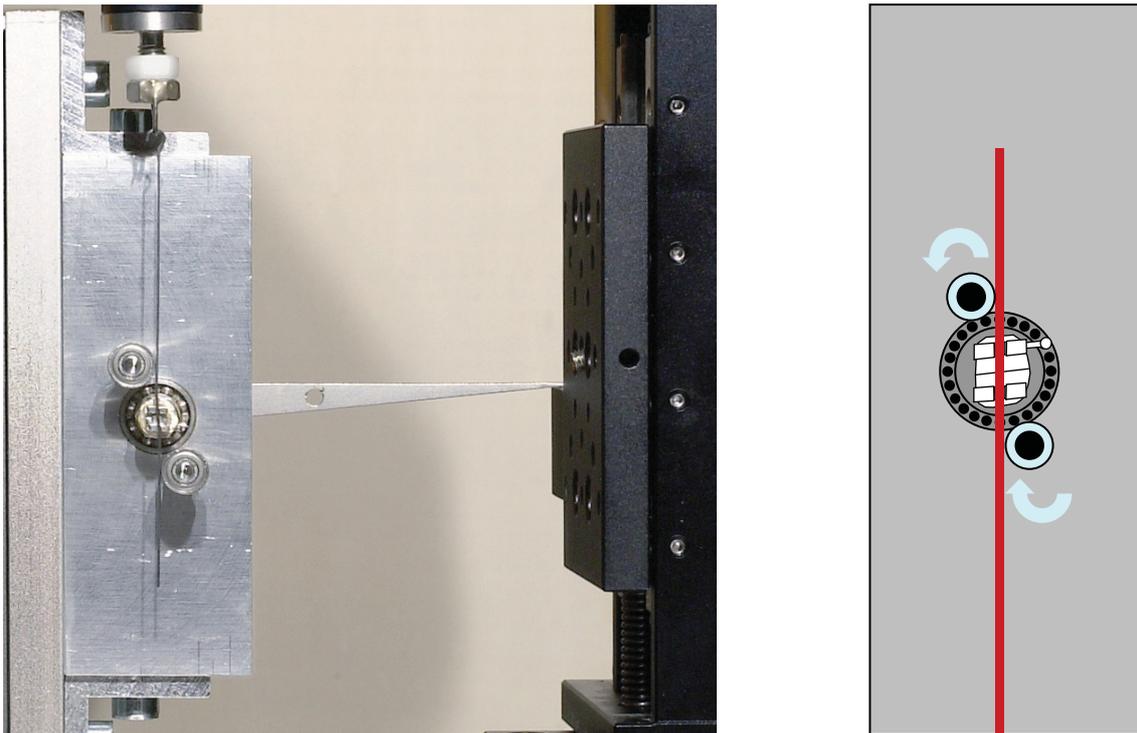


Abb. 16: Schematische Darstellung der Messung der ligaturbedingten Friktion.

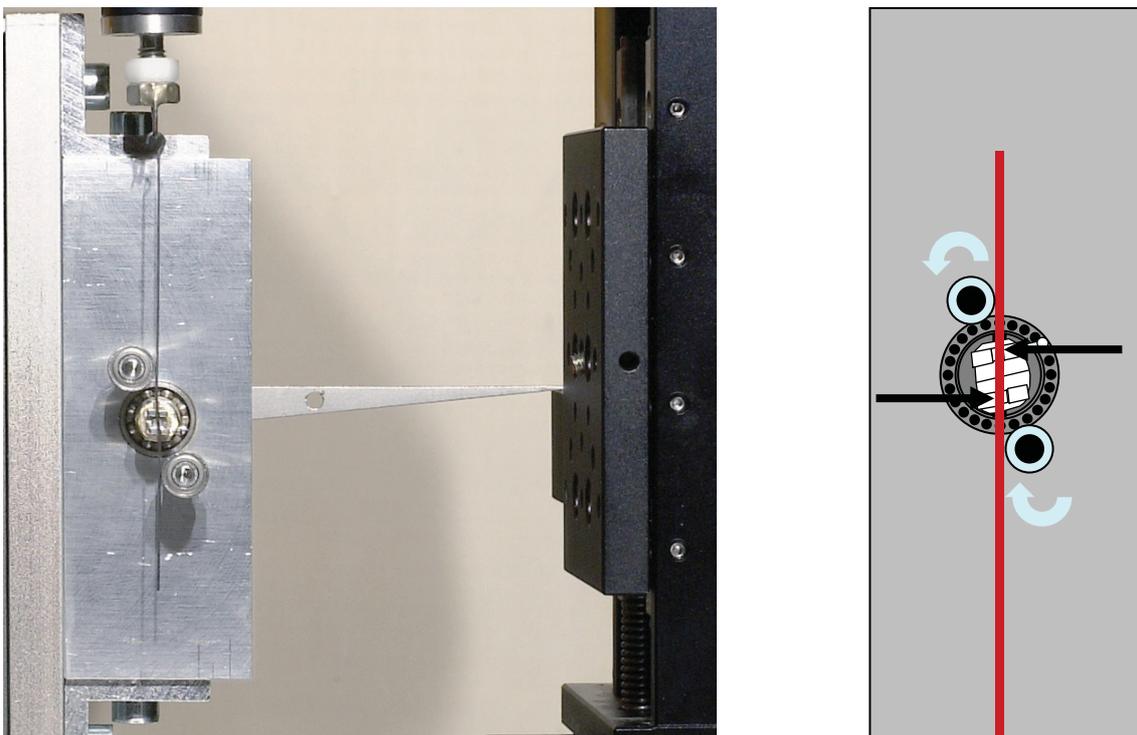


Abb. 17: Schematische Darstellung der Messung der Friktion bei appliziertem Drehmoment.

## 4.6 Statistische Analyse

Die Messergebnisse wurden in der Software RMS-Biomech erfasst, um in einem weiteren Schritt in das Statistikprogramm SPSS 12.0.1<sup>1</sup> für Windows importiert zu werden, das die Auswertung der ermittelten Reibungskräfte und Darstellung in Diagrammen ermöglichte.

Die ermittelten Mittelwerte der einzelnen Messungen sind mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung überprüft worden. Errechnet wird bei diesem Verfahren die Wahrscheinlichkeit, dass die vorliegenden Werte in einer normalverteilten Stichprobe auftreten. Bei einer zu großen Differenz zwischen der idealisierten Kurve und den vorliegenden Werten, das heißt bei einer Wahrscheinlichkeit von kleiner als 5 % ( $p < 0,05$ ), dass die vorliegenden Werte bei einer Stichprobe entnommen werden, wird die These einer Normalverteilung abgelehnt. Vielmehr geht man von der Annahme aus, dass es sich um eine andere Verteilungsart als eine Normalverteilung handelt [54].

Anschließend wurden Gruppenvergleiche der Friktionswerte mit dem Mann-Whitney-U-Test für zwei unabhängige Stichproben als nicht parametrischer Test durchgeführt, das heißt es wurden die Mittelwerte aller Bracketsorten paarweise miteinander verglichen, um festzustellen, ob sich die beiden Mittelwerte signifikant voneinander unterscheiden. Der auf den Wilcoxon-Test für unabhängige Stichproben basierende Rangtest nach Mann und Whitney vergleicht die Verteilung zweier unabhängiger Stichproben. Diese müssen stets Ordinalskalenniveau besitzen. Bei einem vorgegebenen Testniveau von 5 % ist bei einem Signifikanzniveau  $p$  von unter 0,05 die Annahme von Unterschieden als akzeptabel (signifikant) anzusehen [54], das heißt dass signifikante Parameter auf einem Konfidenzintervall von 95% errechnet wurden, sodass die Nullhypothese („Es besteht kein Unterschied.“) verworfen wurde, wenn  $p \leq 0,05$  war.

Für beide statistischen Tests gelten also eine Irrtumswahrscheinlichkeit von  $p \leq 0,05$  als signifikant (\*),  $p \leq 0,01$  als hoch signifikant (\*\*) und  $p \leq 0,001$  als höchst signifikant (\*\*\*)).

---

<sup>1</sup> SPSS GmbH Software, München, Deutschland

---

## 5 Ergebnisse

---

### 5.1 Statistische Auswertung der Ergebnisse

Im ersten Teil der Ergebnispräsentation werden zunächst die ermittelten Reibungswertelwerte aller untersuchten Brackets sowie die jeweiligen Standardabweichungen in zwei Tabellen (Tab.5 und 6) zusammengefasst.

Es folgen zwei weitere Tabellen (Tab.7 und 8), in der die Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests dargestellt sind. Schließlich werden die Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests für jeden Drahtbogen separat in Form von Kreuztabellen (Tab.10 bis 16) aufgeführt.

### 5.1.1 Reibungsmittelwerte

		<b>Bogen</b>			
		0,016"	0,018"	0,016" × 0,016"	0,016" × 0,022"
<b>Selbstligierende Brackets</b>	SmarClip18	,0054 ± ,0033	,0038 ± ,0010	,0045 ± ,0022	,0287 ± ,0427
	SmarClip22	,0017 ± ,0041	,0000 ± ,0000	,0000 ± ,0000	,0033 ± ,0082
	Time 18	,0000 ± ,0000	1,4500 ± 1,8634	,0000 ± ,0000	,4667 ± ,4974
	Time 22	,0033 ± ,0058	,0033 ± ,0058	,0000 ± ,0000	,0367 ± ,0551
	Discovery SL 22	,0008 ± ,0057	,0035 ± ,0051	,0020 ± ,0048	,0024 ± ,0039
	Quick 18	,0000 ± ,0000	,0067 ± ,0058	,0000 ± ,0000	,0000 ± ,0000
	Quick 22	,0000 ± ,0000	,0000 ± ,0000	,0000 ± ,0000	,1233 ± ,2136
	In-Ovation 18	,0033 ± ,0058	,0167 ± ,0289	,0200 ± ,0346	,7933 ± ,0611
	In-Ovation 22	,0000 ± ,0000	,0120 ± ,0164	,0060 ± ,0089	,2720 ± ,1583
	Damon3 22	,0000 ± ,0000	,0000 ± ,0000	,0020 ± ,0048	,0020 ± ,0048
	Speed 18	,0260 ± ,0365	1,3920 ± 1,5813	,1420 ± ,2136	,8420 ± ,0589
	Speed 22	,0000 ± ,0000	,0040 ± ,0089	,0020 ± ,0048	,7600 ± ,0946
<b>Konventionelle Brackets</b>	Diamond 18 Alastic	,5580 ± ,1052	,8040 ± ,4373	,5980 ± ,1222	,6860 ± ,1142
	Diamond 18 Leone	,0000 ± ,0000	,7280 ± 1,0637	,0060 ± ,0055	,0000 ± ,0000
	Diamond 18 Draht gelockert	,0040 ± ,0055	,2900 ± ,5341	,0000 ± ,0000	,0040 ± ,0089
	Diamond 18 Draht fest	1,1760 ± ,5041	1,3480 ± ,5985	,8480 ± ,5645	1,4000 ± ,7462
	Crown 18 Alastic	,3667 ± ,0666	,3467 ± ,0815	,3700 ± ,1039	,3800 ± ,0557
	Crown 18 Leone	,0067 ± ,0058	,0000 ± ,0000	,0000 ± ,0000	,0000 ± ,0000
	Crown 18 Draht gelockert	,0033 ± ,0058	,0033 ± ,0058	,0000 ± 0000	,0033 ± ,0058
	Crown 18 Draht fest	1,4433 ± 1,7253	1,7567 ± ,4974	1,3167 ± 1,1190	1,7133 ± ,6709
	Crown 22 Alastic	,2700 ± ,0707	,2650 ± ,0212	,3200 ± ,0849	,4250 ± ,1344
	Crown 22 Leone	,0000 ± ,0000	,0000 ± ,0000	,0000 ± ,0000	,0050 ± ,0071
	Crown 22 Draht gelockert	,0000 ± ,0000	,0000 ± ,0000	,0000 ± ,0000	,0050 ± ,0071
	Crown 22 Draht fest	1,6900 ± ,5374	2,2300 ± ,2828	1,7250 ± ,4738	2,0350 ± ,4172

Tab. 5: Mittelwerte und Standardabweichungen für die ligaturbedingte Friktion in der Einheit Newton (N) bei verschiedenen Bögen.

		Bogen			
		0,016"	0,018"	0,016" × 0,016"	0,016" × 0,022"
Selbstligierende Brackets	SmarClip18	1,0558 ± ,2203	,8581 ± ,1734	,9700 ± ,1220	1,1424 ± ,1452
	SmarClip22	,9367 ± ,2159	,7967 ± ,2142	,9750 ± ,1879	,8350 ± ,4123
	Time 18	2,6300 ± 1,6865	3,5867 ± 2,0615	1,3300 ± ,1375	1,9233 ± ,5840
	Time 22	2,3233 ± 2,0761	1,4167 ± ,7490	1,4267 ± ,0404	2,3700 ± ,8572
	Discovery SL 22	1,0422 ± ,3440	,9386 ± ,2670	1,1677 ± ,2694	1,4300 ± ,1972
	Quick 18	1,3900 ± ,1418	1,2500 ± ,3118	1,3100 ± ,0625	1,1967 ± ,1914
	Quick 22	1,0467 ± ,0666	1,0633 ± ,0929	,9167 ± ,3412	,9467 ± ,2223
	In-Ovation 18	1,0500 ± ,0964	1,3567 ± ,0723	,0200 ± ,1000	1,6633 ± ,1290
	In-Ovation 22	,9560 ± ,1659	,7640 ± ,1826	1,0160 ± ,0992	1,3680 ± ,4708
	Damon3 22	,9400 ± ,0933	,8080 ± ,1006	,8400 ± ,1210	,9260 ± ,1297
	Speed 18	1,6460 ± ,2185	2,4220 ± ,9800	1,8500 ± ,2087	2,4560 ± ,2187
	Speed 22	1,1260 ± ,1629	,9620 ± ,0786	1,1100 ± ,1275	1,8600 ± ,2821
Konventionelle Brackets	Diamond 18 Alastic	1,1940 ± ,1542	1,3640 ± ,2507	1,1460 ± ,1613	1,2400 ± ,0977
	Diamond 18 Leone	,6900 ± ,1190	1,1660 ± ,8928	,7440 ± ,1880	,7680 ± ,1760
	Diamond 18 Draht gelockert	,6800 ± ,1559	,8180 ± ,5042	,6740 ± ,2056	,6660 ± ,1927
	Diamond 18 Draht fest	2,0800 ± ,5213	1,7540 ± ,7812	1,8260 ± ,3800	1,8680 ± ,6327
	Crown 18 Alastic	1,5633 ± ,2603	1,8533 ± ,3350	1,4667 ± ,0322	1,5800 ± ,2307
	Crown 18 Leone	,9600 ± ,1153	1,1367 ± ,2021	1,0367 ± ,1320	1,0933 ± ,1888
	Crown 18 Draht gelockert	1,0400 ± ,1249	1,1700 ± ,0819	1,2033 ± ,0473	1,1200 ± ,0800
	Crown 18 Draht fest	2,6033 ± 1,8597	2,9433 ± ,6772	2,7133 ± 1,5800	2,8367 ± 1,0367
	Crown 22 Alastic	1,3600 ± ,1414	1,3650 ± ,0636	1,4900 ± ,0849	1,3250 ± ,0071
	Crown 22 Leone	1,1100 ± ,0566	,9850 ± ,0354	1,0900 ± ,0707	1,1300 ± ,0990
	Crown 22 Draht gelockert	1,0750 ± ,1768	1,0750 ± ,0212	,9900 ± ,1273	,9250 ± ,1768
	Crown 22 Draht fest	3,4350 ± ,9546	3,3600 ± ,1131	3,4000 ± ,8202	3,9050 ± ,5728

Tab. 6: Mittelwerte und Standardabweichungen für die Friktion bei appliziertem Drehmoment in der Einheit Newton (N) bei verschiedenen Bögen.

### 5.1.2 Kolmogorov-Smirnov-Test

Alle auszuwertenden Daten wurden mit dem Test von Kolmogorov-Smirnov auf eine normalverteilte Grundgesamtheit (Normalverteilung) getestet. Nachfolgend sind diese Ergebnisse tabellarisch zusammengefasst. Die Ergebnisse zeigten teilweise normalverteilte und nicht normalverteilte Werte.

		Bogen			
		0,016"	0,018"	0,016" × 0,016"	0,016" × 0,022"
Selbststiftigere Brackets	SmarClip18	,778	,710	,391	,687
	SmarClip22	,110	,000	,000	,110
	Time 18	,000	,934	,000	,999
	Time 22	,766	,766	,000	,850
	Discovery SL 22	,996	,979	,962	,975
	Quick 18	,000	,766	,000	,000
	Quick 22	,000	,000	,000	,766
	In-Ovation 18	,766	,766	,766	,991
	In-Ovation 22	,000	,578	,577	,934
	Damon3 22	,000	,000	,214	,214
	Speed 18	,517	,677	,746	,993
	Speed 22	,000	,214	,214	,987
Konventionelle Brackets	Diamond 18 Alastic	,981	,802	,966	,335
	Diamond 18 Leone	,000	,580	,510	,000
	Diamond 18 Draht gelockert	,510	,390	,000	,214
	Diamond 18 Draht fest	,963	,778	,871	,994
	Crown 18 Alastic	,984	,878	,766	,996
	Crown 18 Leone	,766	,000	,000	,000
	Crown 18 Draht gelockert	,766	,766	,000	,766
	Crown 18 Draht fest	,879	,999	,915	,822
	Crown 22 Alastic	,999	,999	,999	,999
	Crown 22 Leone	,000	,000	,000	,999
	Crown 22 Draht gelockert	,000	,000	,000	,999
	Crown 22 Draht fest	,999	,999	,999	,999

Tab. 7: Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests für die Messung der ligaturbedingten Friktion.

		Bogen			
		0,016"	0,018"	0,016" × 0,016"	0,016" × 0,022"
Selbststiftigende Brackets	SmarClip18	1,000	,916	,975	,989
	SmarClip22	,962	,959	,646	,673
	Time 18	,887	,900	,991	,923
	Time 22	,654	,822	,997	,892
	Discovery SL 22	,518	,993	,690	,560
	Quick 18	,944	,766	,960	,998
	Quick 22	,836	,865	1,000	,787
	In-Ovation 18	,904	,830	1,000	,974
	In-Ovation 22	,793	1,000	,948	,323
	Damon3 22	,744	,730	,887	,998
	Speed 18	,971	,774	,759	,733
	Speed 22	,692	,983	,824	,616
Konventionelle Brackets	Diamond 18 Alastic	,942	1,000	,887	,890
	Diamond 18 Leone	,988	,841	,983	,993
	Diamond 18 Draht gelockert	,478	,929	,954	,998
	Diamond 18 Draht fest	,987	,964	,970	,985
	Crown 18 Alastic	1,000	1,000	,904	1,000
	Crown 18 Leone	1,000	,997	,993	,989
	Crown 18 Draht gelockert	,960	,985	,944	1,000
	Crown 18 Draht fest	,791	,997	1,000	,789
	Crown 22 Alastic	,999	,999	,999	,999
	Crown 22 Leone	,999	,999	,999	,999
	Crown 22 Draht gelockert	,999	,999	,999	,999
	Crown 22 Draht fest	,999	,999	,999	,999

Tab. 8: Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests für die Messung bei appliziertem Drehmoment.

### 5.1.3 Mann-Whitney-U-Test

Die oben dargestellten Ergebnisse wurden zusätzlich einer statistischen Signifikanzanalyse mittels Mann-Whitney-U-Test unterzogen. Im Folgenden sind die Ergebnisse dieses Tests in Form von Kreuztabellen (Tab.10 bis 16) zusammengefasst.

	SmarClip 18	SmarClip 22	Time 18	Time 22	Discovery SL 22	Quick 18	Quick 22	In-Ovation 18	In-Ovation 22	Damon3 22	Speed 18	Speed 22	Diamond 18 Alastic	Diamond 18 Leone	Diamond 18 Draht gelockert	Diamond 18 Draht fest	Crown 18 Alastic	Crown 18 Leone	Crown 18 Draht gelockert	Crown 18 Draht fest	Crown 22 Alastic	Crown 22 Leone	Crown 22 Draht gelockert	Crown 22 Draht fest
SmarClip 18																								
SmarClip 22																								
Time 18			*																					
Time 22																								
Discovery SL 22																								
Quick 18			*																					
Quick 22			*																					
In-Ovation 18																								
In-Ovation 22																								
Damon3 22																								
Speed 18																								
Speed 22																								
Diamond 18 Alastic			**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Leone			**								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Draht gelockert			**								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Draht fest			**								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Alastic			*								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Leone											*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Draht gelockert			*								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Draht fest			*								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 22 Alastic																								
Crown 22 Leone																								
Crown 22 Draht gelockert																								
Crown 22 Draht fest																								
[*] signifikant																								
[**] hoch signifikant																								
[***] höchst signifikant																								

Tab. 9: Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests für die ligaturbedingte Friktion bei Applikation eines 0,016" Stahlbogens.

	SmarClip 18	SmarClip 22	Time 18	Time 22	Discovery SL 22	Quick 18	Quick 22	In-Ovation 18	In-Ovation 22	Damon3 22	Speed 18	Speed 22	Diamond 18 Alastic	Diamond 18 Leone	Diamond 18 Draht gelockert	Diamond 18 Draht fest	Crown 18 Alastic	Crown 18 Leone	Crown 18 Draht gelockert	Crown 18 Draht fest	Crown 22 Alastic	Crown 22 Leone	Crown 22 Draht gelockert	Crown 22 Draht fest
SmarClip 18																								
SmarClip 22	**																							
Time 18	*																							
Time 22																								
Discovery SL 22																								
Quick 18																								
Quick 22	*																							
In-Ovation 18																								
In-Ovation 22																								
Damon3 22	**	*																						
Speed 18	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Speed 22	*											**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Alastic	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Leone	*									*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Draht gelockert	**	**	*	*	*	*	*	*	*	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Draht fest	**	**	*	*	*	*	*	*	*	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Alastic	*	*							*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Leone	*										*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Draht gelockert											*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Draht fest	*	*							*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 22 Alastic																								
Crown 22 Leone																								
Crown 22 Draht gelockert																								
Crown 22 Draht fest																								

[\*] signifikant  
 [\*\*] hoch signifikant  
 [\*\*\*] höchst signifikant

Tab. 10: Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests für die ligaturbedingte Friktion bei Applikation eines 0,018" Stahlbogens.

	SmarClip 18	SmarClip 22	Time 18	Time 22	Discovery SL 22	Quick 18	Quick 22	In-Ovation 18	In-Ovation 22	Damon3 22	Speed 18	Speed 22	Diamond 18 Alastic	Diamond 18 Leone	Diamond 18 Draht gelockert	Diamond 18 Draht fest	Crown 18 Alastic	Crown 18 Leone	Crown 18 Draht gelockert	Crown 18 Draht fest	Crown 22 Alastic	Crown 22 Leone	Crown 22 Draht gelockert	Crown 22 Draht fest
SmarClip 18																								
SmarClip 22	**																							
Time 18	*																							
Time 22	*																							
Discovery SL 22																								
Quick 18	*																							
Quick 22	*																							
In-Ovation 18																								
In-Ovation 22																								
Damon3 22																								
Speed 18																								
Speed 22																								
Diamond 18 Alastic	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	**	**	**	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Leone														**	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Draht gelockert	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	**	**	**	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Draht fest	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	**	**	**	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Alastic	*	*										*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Leone	*	*										*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Draht gelockert	*	*										*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Draht fest	*	*										*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 22 Alastic																								
Crown 22 Leone																								
Crown 22 Draht gelockert																								
Crown 22 Draht fest																								
[ ] signifikant [**] hoch signifikant [***] höchst signifikant	SmarClip 18	SmarClip 22	Time 18	Time 22	Discovery SL 22	Quick 18	Quick 22	In-Ovation 18	In-Ovation 22	Damon3 22	Speed 18	Speed 22	Diamond 18 Alastic	Diamond 18 Leone	Diamond 18 Draht gelockert	Diamond 18 Draht fest	Crown 18 Alastic	Crown 18 Leone	Crown 18 Draht gelockert	Crown 18 Draht fest	Crown 22 Alastic	Crown 22 Leone	Crown 22 Draht gelockert	Crown 22 Draht fest

Tab. 11: Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests für die ligaturbedingte Friktion bei Applikation eines 0,016"×0,016" Stahlbogens.

	SmarClip 18	SmarClip 22	Time 18	Time 22	Discovery SL 22	Quick 18	Quick 22	In-Ovation 18	In-Ovation 22	Damon3 22	Speed 18	Speed 22	Diamond 18 Alastic	Diamond 18 Leone	Diamond 18 Draht gelockert	Diamond 18 Draht fest	Crown 18 Alastic	Crown 18 Leone	Crown 18 Draht gelockert	Crown 18 Draht fest	Crown 22 Alastic	Crown 22 Leone	Crown 22 Draht gelockert	Crown 22 Draht fest
SmarClip 18																								
SmarClip 22	*																							
Time 18																								
Time 22																								
Discovery SL 22	*																							
Quick 18	*																							
Quick 22																								
In-Ovation 18	*	*			**			*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
In-Ovation 22	*	**			***		*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Damon3 22								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Speed 18	**	**			*	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Speed 22	**	**			*	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Alastic	**	**			*	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Leone	**							*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Draht gelockert								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Draht fest	**	**			*	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Alastic	*	*			**	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Leone	*							*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Draht gelockert								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Draht fest	*	*			**	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 22 Alastic					*			*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 22 Leone								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 22 Draht gelockert								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 22 Draht fest					*			*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*

[\*] signifikant  
 [\*\*] hoch signifikant  
 [\*\*\*] höchst signifikant

Tab. 12: Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests für die ligaturbedingte Friktion bei Applikation eines 0,016"×0,022" Stahlbogens.



	SmarClip 18	SmarClip 22	Time 18	Time 22	Discovery SL 22	Quick 18	Quick 22	In-Ovation 18	In-Ovation 22	Damon3 22	Speed 18	Speed 22	Diamond 18 Alastic	Diamond 18 Leone	Diamond 18 Draht gelockert	Diamond 18 Draht fest	Crown 18 Alastic	Crown 18 Leone	Crown 18 Draht gelockert	Crown 18 Draht fest	Crown 22 Alastic	Crown 22 Leone	Crown 22 Draht gelockert	Crown 22 Draht fest	
SmarClip 18																									
SmarClip 22																									
Time 18	*																								
Time 22																									
Discovery SL 22																									
Quick 18																									
Quick 22																									
In-Ovation 18	*																								
In-Ovation 22																									
Damon3 22																									
Speed 18	***																								
Speed 22	***																								
Diamond 18 Alastic	*																								
Diamond 18 Leone																									
Diamond 18 Draht gelockert																									
Diamond 18 Draht fest	*																								
Crown 18 Alastic	*																								
Crown 18 Leone																									
Crown 18 Draht gelockert	*																								
Crown 18 Draht fest	*																								
Crown 22 Alastic																									
Crown 22 Leone																									
Crown 22 Draht gelockert																									
Crown 22 Draht fest																									
] signifikant ] hoch signifikant ]***] höchst signifikant	SmarClip 18	SmarClip 22	Time 18	Time 22	Discovery SL 22	Quick 18	Quick 22	In-Ovation 18	In-Ovation 22	Damon3 22	Speed 18	Speed 22	Diamond 18 Alastic	Diamond 18 Leone	Diamond 18 Draht gelockert	Diamond 18 Draht fest	Crown 18 Alastic	Crown 18 Leone	Crown 18 Draht gelockert	Crown 18 Draht fest	Crown 22 Alastic	Crown 22 Leone	Crown 22 Draht gelockert	Crown 22 Draht fest	

Tab. 14: Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests bei Applikation eines Drehmoments von 10 Nmm und Verwendung eines 0,018" Stahlbogens.

	SmarClip 18	SmarClip 22	Time 18	Time 22	Discovery SL 22	Quick 18	Quick 22	In-Ovation 18	In-Ovation 22	Damon3 22	Speed 18	Speed 22	Diamond 18 Alastic	Diamond 18 Leone	Diamond 18 Draht gelockert	Diamond 18 Draht fest	Crown 18 Alastic	Crown 18 Leone	Crown 18 Draht gelockert	Crown 18 Draht fest	Crown 22 Alastic	Crown 22 Leone	Crown 22 Draht gelockert	Crown 22 Draht fest	
SmarClip 18																									
SmarClip 22																									
Time 18	*																								
Time 22	*																								
Discovery SL 22																									
Quick 18	*																								
Quick 22																									
In-Ovation 18																									
In-Ovation 22																									
Damon3 22																									
Speed 18	**																								
Speed 22	**																								
Diamond 18 Alastic																									
Diamond 18 Leone																									
Diamond 18 Draht gelockert	*																								
Diamond 18 Draht fest	**																								
Crown 18 Alastic	*																								
Crown 18 Leone																									
Crown 18 Draht gelockert	*																								
Crown 18 Draht fest	*																								
Crown 22 Alastic																									
Crown 22 Leone																									
Crown 22 Draht gelockert																									
Crown 22 Draht fest																									
[ ] signifikant																									
[**] hoch signifikant																									
[***] höchst signifikant																									

Tab. 15: Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests bei Applikation eines Drehmoments von 10 Nmm und Verwendung eines 0,016"x0,016" Stahlbogens.

	SmarClip 18	SmarClip 22	Time 18	Time 22	Discovery SL 22	Quick 18	Quick 22	In-Ovation 18	In-Ovation 22	Damon3 22	Speed 18	Speed 22	Diamond 18 Alastic	Diamond 18 Leone	Diamond 18 Draht gelockert	Diamond 18 Draht fest	Crown 18 Alastic	Crown 18 Leone	Crown 18 Draht gelockert	Crown 18 Draht fest	Crown 22 Alastic	Crown 22 Leone	Crown 22 Draht gelockert	Crown 22 Draht fest
SmarClip 18																								
SmarClip 22																								
Time 18		*																						
Time 22		*																						
Discovery SL 22		*	***	**																				
Quick 18																								
Quick 22																								
In-Ovation 18		*																						
In-Ovation 22				*																				
Damon3 22			**	*	***			*			**	**	**	**	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*
Speed 18	**	**	**	*	***	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Speed 22	**	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Alastic	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Leone	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Draht gelockert	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Diamond 18 Draht fest	**	**						*		**	**	**	**	**	**	**	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Alastic	*	*								*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Leone																								
Crown 18 Draht gelockert					*						*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 18 Draht fest	*	**			**					*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Crown 22 Alastic																								
Crown 22 Leone																								
Crown 22 Draht gelockert					*																			
Crown 22 Draht fest					*																			

[\*] signifikant  
 [\*\*] hoch signifikant  
 [\*\*\*] höchst signifikant

Tab. 16: Ergebnisse des Mann-Whitney-Tests bei Applikation eines Drehmoments von 10 Nmm und Verwendung eines 0,016"×0,022" Stahlbogens.

## 5.2 Graphische Darstellung und Erläuterung der Ergebnisse

In diesem zweiten Teil werden die Messergebnisse in Balkendiagrammen veranschaulicht und ausgewertet. Dabei werden die zwei Messreihen ligaturbedingte Friktion und Friktion bei appliziertem Drehmoment jeweils getrennt betrachtet. Der Unterschied zwischen den beiden Messreihen (der ligaturbedingten Friktionsmessung und der Messung mit Drehmomentapplikation) war dabei mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von unter 0,1 % höchst signifikant ( $p \leq 0,05-0,01$ ).

### 5.2.1 Ergebnisse der ligaturbedingten Friktionsmessung

Bei der Messung der Ligatur abhängigen Friktion ergab sich für alle untersuchten Brackets und Ligaturen ein Mittelwert von 0,3 N, wobei als Minimum keine Reibung erfasst wurde, die einem Maximum von 4,04 N gegenübersteht (Tab.17).

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
<b>Friktion [N] bei M = 0 Nmm</b>	480	,00	4,04	,2981	,61144
<b>Gültige Werte (Listenweise)</b>	480				

Tab. 17: Deskriptive Statistik für die ligaturbedingte Friktion in der Einheit Newton (N).

Bei Verwendung eines 0,016" Stahlbogens zeigten sich bei allen selbstligierenden Brackets äußerst geringe Werte von 0 N bis 0,0035 N. Beim 0,018" Speed-Bracket, bei dem die Verschlussmechanik bereits bei dieser Drahtdimension einen Kontakt zum Bogen herstellt, erzeugte dabei lediglich Reibungskräfte von im Mittel 0,03 N. Bei den Straightwire-Zwillingsbrackets Diamond und Crown war die gemessene Friktion ab-

hängig von der verwendeten Ligatur, wobei die in der Praxis mit aller Wahrscheinlichkeit gebräuchlichsten Ligaturen, wie das Alastic Werte zwischen 0,27 N und 0,56 N und die feste Drahtligatur Werte zwischen 1,44 N und 1,78 N erzeugten. Demnach konnte Friktion nur bei den Straightwire-Brackets mit fest angezogener Drahtligatur oder einem konventionellen Alastic ermittelt werden. Während sich diese Reibungskräfte beim Diamond-Bracket mit einem Signifikanzniveau von  $p \leq 0,05-0,01$  von allen anderen Brackets beziehungsweise Ligaturen unterschieden, erwiesen sich die Friktionswerte beim 0,018" Crown-Bracket teilweise signifikant und beim 0,022" Crown-Bracket nicht signifikant (Tab.9). Die Friktion bei Verwendung einer gelockerten Drahtligatur sowie der friktionsarmen Leone-Ligatur tendierte dabei gegen Null (Abb.18).

Bei Verwendung eines 0,018" Stahlbogens waren bei der überwiegenden Zahl der selbstligierenden Brackets keine Reibungskräfte messbar. Die bei den InOvation-R-Brackets gemessenen geringen Werte von im Mittel 0,01 N für beide Slotvarianten darf als nicht vorhanden bezeichnet werden. Der hohe Wert von im Mittel 1,39 N für das 0,018" Speed-Bracket war deshalb nicht verwunderlich, weil laut Herstellerangaben schon bei einer Drahtdimension von 0,016" ein Kontakt zwischen Verschlussmechanismus und Bogen entsteht. Dieser Wert unterschied sich ebenso signifikant ( $p \leq 0,05$ ) von den meisten Brackets wie der für das 0,018" Time-Bracket gemessene Wert von 1,45 N, der laut Herstellerangaben gar nicht vorhanden sein dürfte.

Bei den Straightwire-Zwillingsbrackets erzeugte das 0,022" Crown-Bracket mit der elastischen Ligatur die geringste und mit der festsitzenden Ligatur die höchste Friktion. Im Vergleich dazu lag der niedrige Wert beim Diamond-Bracket mit einer gelockerten Ligatur bei 0,29 N, wohingegen mit der festsitzenden Ligatur ein Wert von 1,34 N zu verzeichnen war, die sich gemeinsam mit der elastischen Ligatur signifikant ( $p \leq 0,05-0,01$ ) von den anderen Brackets mit Ausnahme des Speed- und Time-Brackets mit 0,018" Slot unterschieden (Abb.19).

Mit Verwendung des 0,016"  $\times$  0,016" Vierkant-Stahlbogens sind die Reibungskräfte der selbstligierenden Brackets und der drei konventionellen Brackets mit der Friktion bei Insertion eines runden 0,016" Stahlbogens nahezu vergleichbar. Während das InOvation-R- und Speed-Bracket bei 0,018" Slot geringe, im Vergleich zum 0,016" Runddraht

jedoch leicht erhöhte Werte aufwiesen ( $\bar{x}=0,02$  N beziehungsweise  $\bar{x}=0,14$  N), tendierten die Reibungskräfte aller anderen selbstligierenden Brackets auch hier gegen Null. Ebenso vergleichbar waren die Friktionswerte bei den konventionellen Brackets mit elastischer Ligatur und festsitzender Drahtligatur, die beim Diamond-Bracket alle anderen selbstligierenden Brackets signifikant übertrafen, wohingegen sich die Werte beim 0,018" Crown-Bracket nur von einigen selbstligierenden Brackets signifikant unterschied. Das 0,022" Crown-Bracket mit fester Drahtligatur erreichte zwar mit 1,73 N im Vergleich zum 0,016" Rundbogen einen leicht erhöhten Wert, was aber keinen signifikanten Unterschied zeigte (Abb.20).

Bei Verwendung eines 0,016" × 0,022" Bogens zeigten sich hingegen größere Unterschiede. Während bei den vorigen Bögen nur bei einigen selbstligierenden Brackets Reibungskräfte messbar waren, so zeigt sich in diesem Fall das Gegenteil. Die Werte schwankten zwischen  $\bar{x}=0,272$  N für das 0,022" InOvation-R-Bracket und  $\bar{x}=0,842$  N für das 0,018" Speed-Bracket. Lediglich bei vier der zwölf untersuchten selbstligierenden Brackets, nämlich bei SmartClip-, Discovery- und Damon3-Brackets mit 0,022" Slothöhen und Quick-Bracket mit 0,018" Slothöhe waren keine Friktionskräfte messbar. Demgegenüber erreichten das 0,018" SmartClip- und 0,022" Time-Bracket nur eine geringe Friktion von  $\bar{x}=0,03-0,04$  N. Die Reibung bei den übrigen selbstligierenden Brackets reichte von  $\bar{x}=0,12$  N beim 0,022" Quick-Bracket bis zu  $\bar{x}=0,84$  N beim 0,018" Speed-Bracket. Für beide Speed- und InOvation-R-Brackets konnten signifikant ( $p \leq 0,05-0,01$ ) größere Reibungskräfte ermittelt werden.

Diese größeren Werte bei den genannten selbstligierenden Brackets übertrafen auch die Friktionswerte der konventionellen Brackets mit der gelockerten Draht- sowie der Leone-Ligatur, wo keine Reibungskräfte messbar waren. Aber auch konventionelle Brackets mit einem Alastic mit Werten von  $\bar{x}=0,38$  N und  $\bar{x}=0,68$  N waren noch geringer als bei drei selbstligierenden Brackets. Mit einer festen Drahtligatur wurden jedoch höhere Werte als bei den selbstligierenden Brackets ermittelt, die sich beim Diamond-Bracket im Paarvergleich mit anderen Brackets als signifikant ( $p \leq 0,05-0,01$ ) erwiesen (Abb.21).

Zusammengefasst ergibt sich für ligaturbedingte Friktion, dass bei geringen Bogendimensionen die meisten selbstligierenden Brackets kaum Reibungskräfte erzeugten und sogar bei Verwendung eines 0,016" × 0,022" Stahlbogens immerhin noch vier der selbstligierenden Brackets als friktionslos bezeichnet werden können, was bis zu dieser Stelle lediglich bedeutet, dass durch den Verschlussmechanismus keine Reibung erzeugt wird. Beim Diamond-Bracket mit Verwendung einer festen Drahtligatur wie auch einem Alastic waren die gemessenen Reibungskräfte größer als 0,5 N, bei den Crown-Brackets jedoch auch unter diesem Wert. Allerdings waren die Werte bei allen drei konventionellen Brackets mit einer gelockerten Draht- ebenso wie der Leone-Ligatur mit Ausnahme beim 0,018" Stahlbogen nicht messbar.

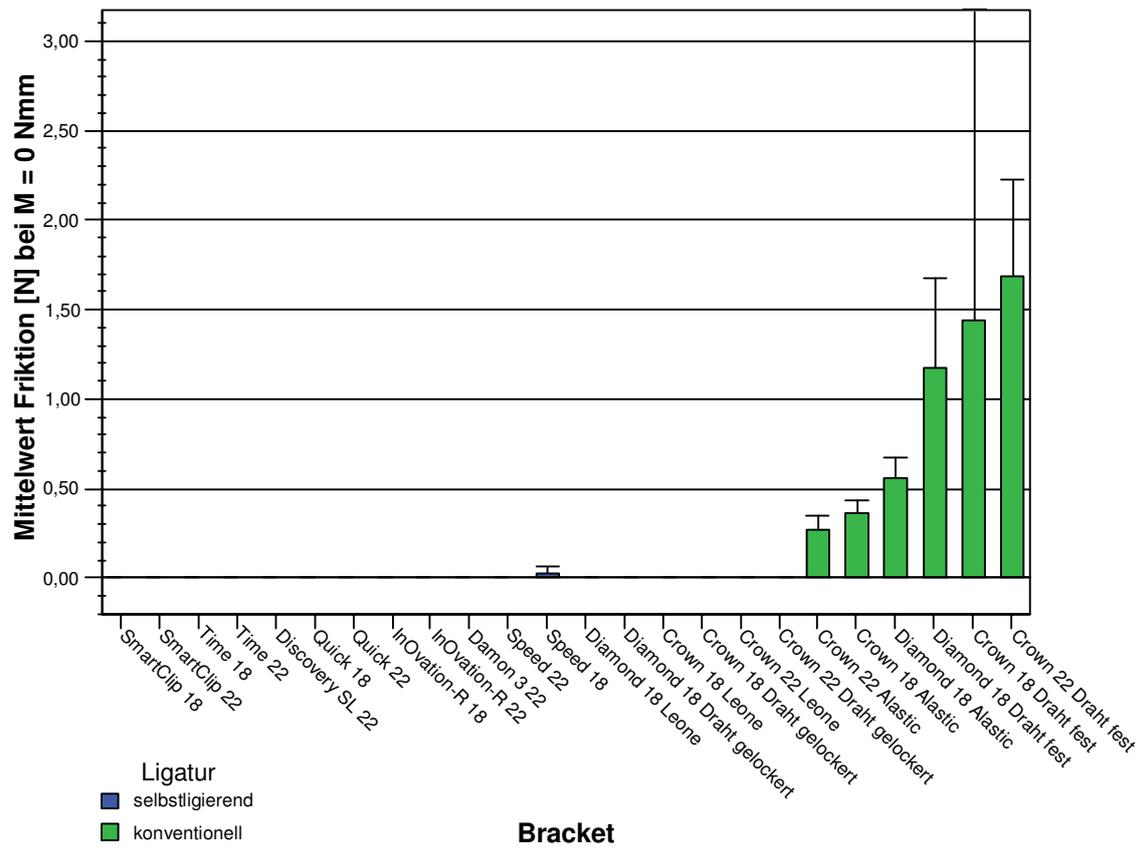


Abb. 18: Ligaturbedingte Friktion in Newton (N) bei Verwendung eines 0,016" Stahlbogens.

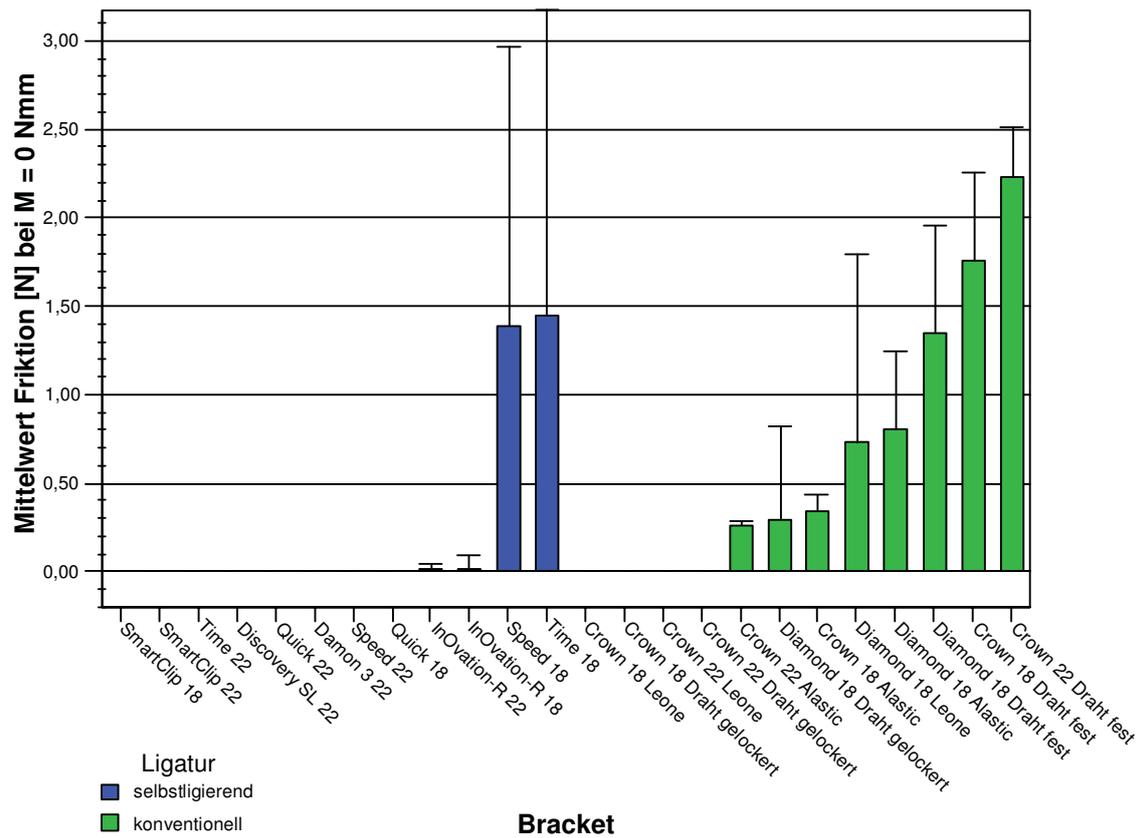


Abb. 19: Ligaturbedingte Friktion in Newton (N) bei Verwendung eines 0,018" Stahlbogens.

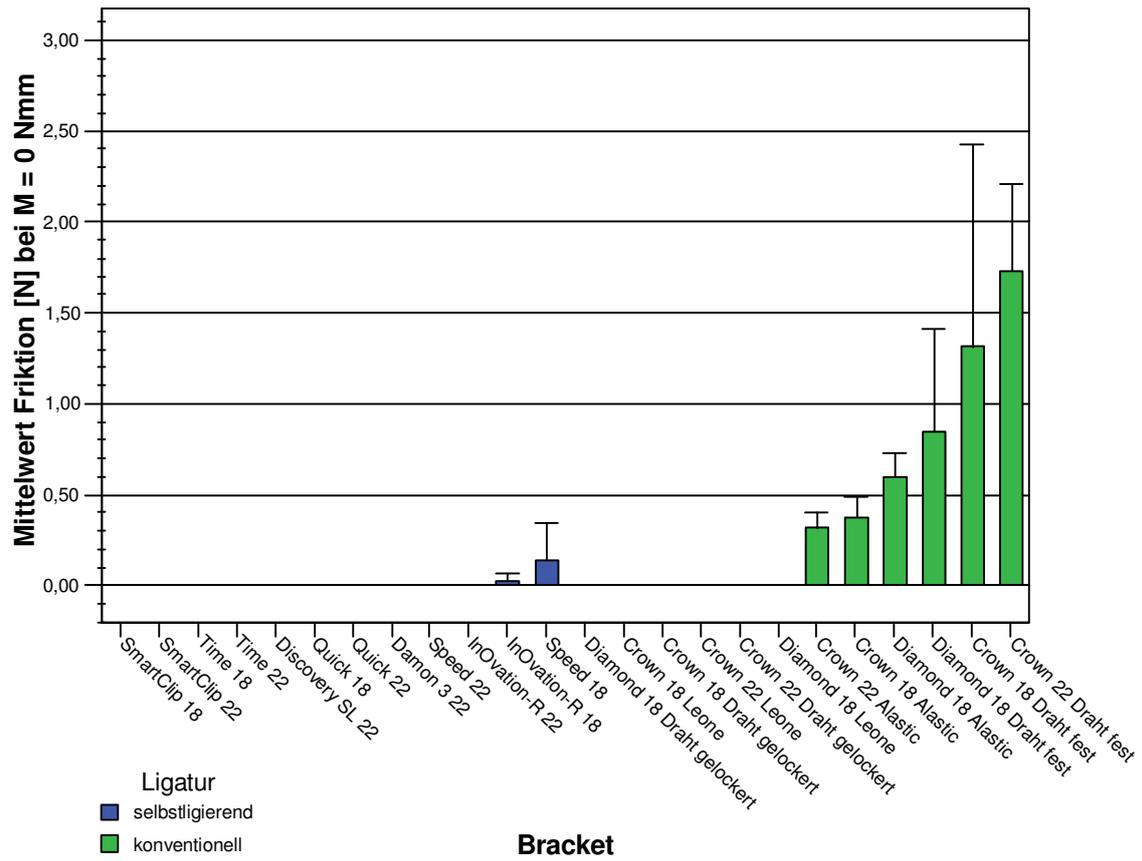


Abb. 20: Ligaturbedingte Friktion in Newton (N) bei Verwendung eines 0,016" × 0,016" Stahlbogens.

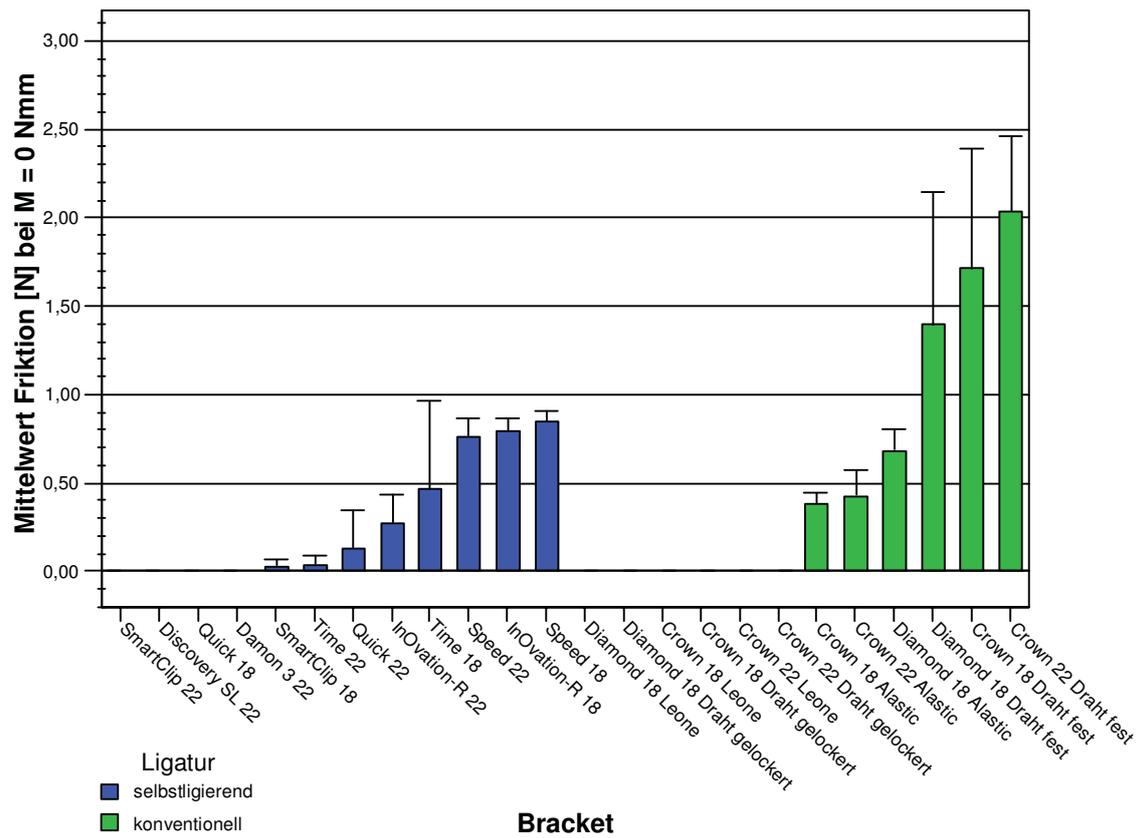


Abb. 21: Ligaturbedingte Friktion in Newton (N) bei Verwendung eines 0,016" × 0,022" Stahlbogens.

### 5.2.2 Ergebnisse der Friktionsmessung bei appliziertem Drehmoment

Bei Applikation des angulatorischen Drehmoments von 10 Nmm stieg der Mittelwert der gemessenen Friktion im Vergleich zur ligaturbedingten Friktion auf 1,35 N, das Minimum auf 0,5 N und das Maximum auf 5,94 N (Tab.18).

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
<b>Friktion [N] bei M = 0 Nmm</b>	480	,05	5,94	1,3552	,76546
<b>Gültige Werte (Listenweise)</b>	480				

Tab. 18: Deskriptive Statistik für Friktionswerte bei Drehmomentapplikation in der Einheit Newton (N).

Bei Vorliegen eines Winkelkonflikts zwischen Bracket und Bogen zeigt sich, dass die einzelnen Werte deutlich anstiegen. Es sei an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass die Skala der folgenden Diagramme aufgrund der größeren Friktion den doppelten Kraftbereich (6 N) aufweist.

Bei Verwendung eines 0,016" Stahlbogens konnte allein bei drei selbstligierenden Brackets Friktionswerte von unter 1 N ermittelt werden. Dabei handelte es sich um das Damon3- und 0,022" SmartClip-Bracket sowie das 0,022" InOvation-R-Bracket, deren Mittelwerte mit  $\bar{x} = 0,96$  N gegenüber der Messung der ligaturbedingten Friktion deutlich und signifikant erhöht waren. Bei allen anderen selbstligierenden Brackets konnten Werte über 1 N nachgewiesen werden, wobei das 0,018" Time-Bracket mit  $\bar{x} = 2,63$  N das Maximum bildete. Auch bei den konventionellen Brackets war bereits ein deutlicher Anstieg der Mittelwerte zu beobachten, zumal hier die konventionelle elastische Ligatur und die feste Drahtligatur bei den konventionellen Straightwire-Zwillingsbrackets hohe Reibungsverluste verursachten. Das 0,018" Diamond-Bracket sowohl mit einer Leone

als auch mit einer gelockerten Drahtligatur erzeugte im Vergleich zu allen anderen selbstligierenden Brackets Friktionswerte von unter 1 N ( $\bar{x}=0,68$  N;  $p\leq 0,05-0,01$ , Abb.22).

Mit Verwendung eines 0,018" Rundbogens änderte sich das Ergebnis nicht maßgeblich und auch hier zeigten sich hohe Reibungswerte der selbstligierenden Brackets im Vergleich zur ligaturbedingten Friktion. Während hier zwar immerhin fünf selbstligierende Brackets unter dem Wert von 1 N lagen, erzeugte das 0,018" Time-Bracket mit im Mittel 3,59 N nicht nur beim 0,018" Rundbogen, sondern auch im Vergleich zu allen anderen Drahtbögen die höchste Reibungskraft der selbstligierenden Brackets. Zusammen mit dem 0,018" Speed-Bracket unterschieden sie sich signifikant ( $p\leq 0,05-0,01$ ) von den meisten Brackets. Bei den Straightwire-Zwillingsbrackets konnten geringe Werte beim 0,018" Diamond-Bracket mit einer gelockerten Drahtligatur verzeichnet werden, während die beiden Crown-Brackets mit jeweils fester Drahtligatur Friktionswerte von  $\bar{x}=2,94$  N beziehungsweise  $\bar{x}=3,36$  N erzeugten (Abb.23).

Die Reibungsverluste sind bei Applikation eines Vierkant-Stahlbogens der Bogenstärke 0,016"  $\times$  0,016" ebenfalls nicht unterschiedlich, verglichen mit dem 0,018" beziehungsweise 0,016" Rundbogen. Allerdings ist hierbei das Maximum deutlich geringer als beim 0,018" Rundbogen. Der signifikant höchste Reibungswert ( $p\leq 0,05-0,01$ ) unter den selbstligierenden Brackets konnte beim 0,018" Speed-Bracket mit  $\bar{x}=1,85$  N ermittelt werden. Bei allen anderen selbstligierenden Brackets waren Reibungskräfte von  $\bar{x}=0,84$  N bis  $\bar{x}=1,43$  N messbar. Die niedrigste Friktion erzeugte das mit einer gelockerten Drahtligatur versehene 0,018" Diamond-Straightwire-Bracket, die sich mit  $\bar{x}=0,67$  N signifikant von allen anderen Brackets unterschied. Ebenso signifikant ( $p\leq 0,05-0,01$ ) war der Reibungswert beim 0,018" Diamond-Bracket mit einer festen Drahtligatur, wohingegen sich das Maximum von  $\bar{x}=3,4$  N beim 0,022" Crown-Bracket nicht signifikant von anderen Brackets unterschied (Abb.24).

Die Friktionswerte stiegen zwar mit der Insertion eines 0,016"  $\times$  0,022" Vierkantbogens bei den selbstligierenden Brackets im Vergleich zum 0,016"  $\times$  0,016" Bogen insgesamt

an, das Gesamtergebnis unterschied sich aber nicht wesentlich. Auch hier erzeugten das SmartClip-, Damon3- und Quick-Bracket in Slothöhen von jeweils 0,022" Werte von unter 1 N. Der Höchstwert wurde ebenfalls vom 0,018" Speed-Bracket gebildet ( $\bar{x}=2,46$  N), das sich signifikant von anderen Brackets unterschied ( $p\leq 0,05-0,01$ ). Ein ebenso hoher Wert mit  $\bar{x}=2,37$  N war dem 0,022" Time-Bracket nachzuweisen. Innerhalb der konventionellen Brackets konnte erneut beim 0,018" Diamond-Bracket mit einer gelockerten Drahtligatur die niedrigste Friktion ermittelt werden, was sich mit im Mittel von 0,67 N mit einem Signifikanzniveau von  $p\leq 0,05-0,01$  von allen anderen Brackets beziehungsweise Ligaturen unterschied. Gemessen mit einer festen Drahtligatur konnte beim 0,018" Diamond-Bracket ein Wert von  $\bar{x}=1,88$  N nachgewiesen werden, was immerhin niedriger als die Friktionswerte bei drei selbstligierenden Brackets war. Das Crown-Bracket mit einer 0,022" Slothöhe zeigte die höchste Reibung bei Verwendung des 0,016"  $\times$  0,022" (Abb.25).

Insgesamt kann zusammengefasst werden, dass bei den selbstligierenden Brackets das Damon3- sowie das SmartClip-Bracket mit 0,022" Slothöhen die beiden einzigen Brackets waren, deren Reibungswerte mit allen Bögen im Mittel unterhalb von 1 N lagen. Gegenüber allen Brackets war die geringste Friktion bei Drehmomentapplikation beim 0,018" Diamond-Bracket mit einer gelockerten Drahtligatur messbar ( $p\leq 0,05-0,01$ ). Weiterhin ergab sich für die konventionellen Brackets, dass die höchste Reibung mit einer festen Drahtligatur gefolgt von einem Alastic entstand, während die friktionsreduzierte Leone-Ligatur eine deutlich geringere Reibung verursachte, die jedoch nicht an die Werte der gelockerten Drahtligatur heranreichten.

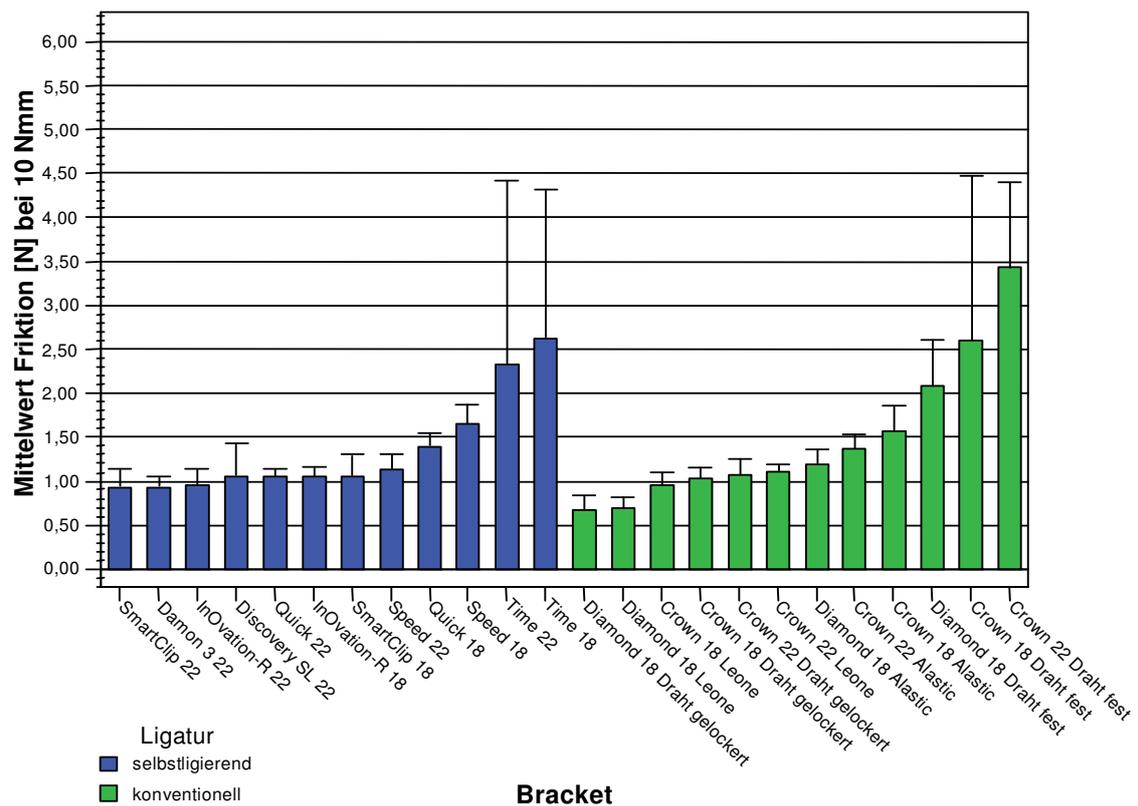


Abb. 22: Friktion bei einem applizierten Drehmoment von 10 Nmm und Verwendung eines 0,016" Stahlbogens.

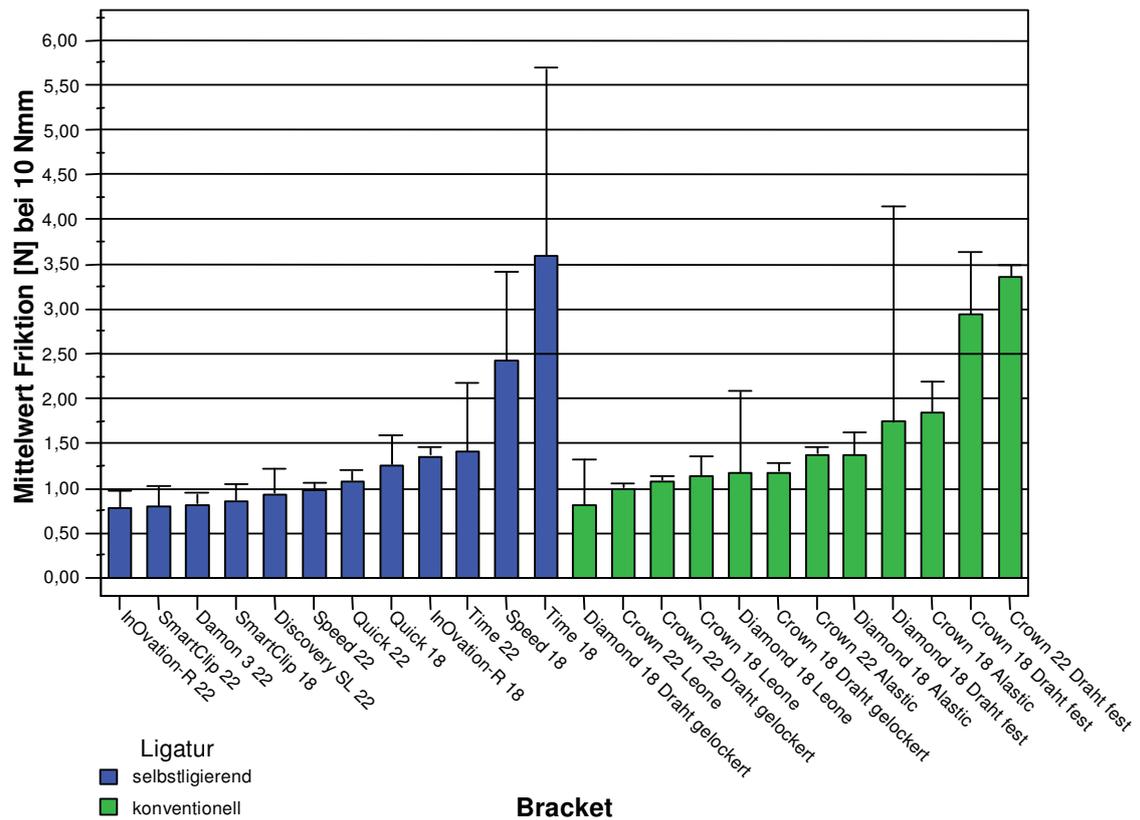


Abb. 23: Friktion bei einem applizierten Drehmoment von 10 Nmm und Verwendung eines 0,018" Stahlbogens.

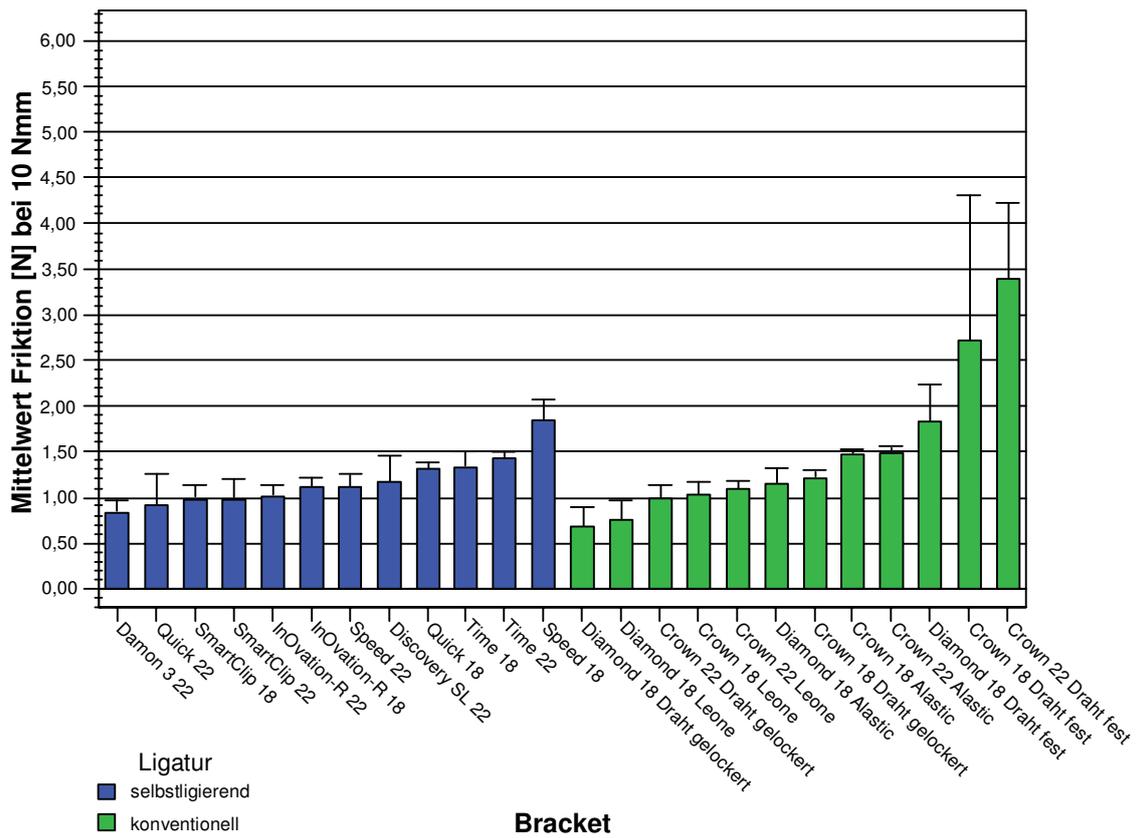


Abb. 24: Friktion bei einem applizierten Drehmoment von 10 Nmm und Verwendung eines 0,016" × 0,016" Stahlbogens.

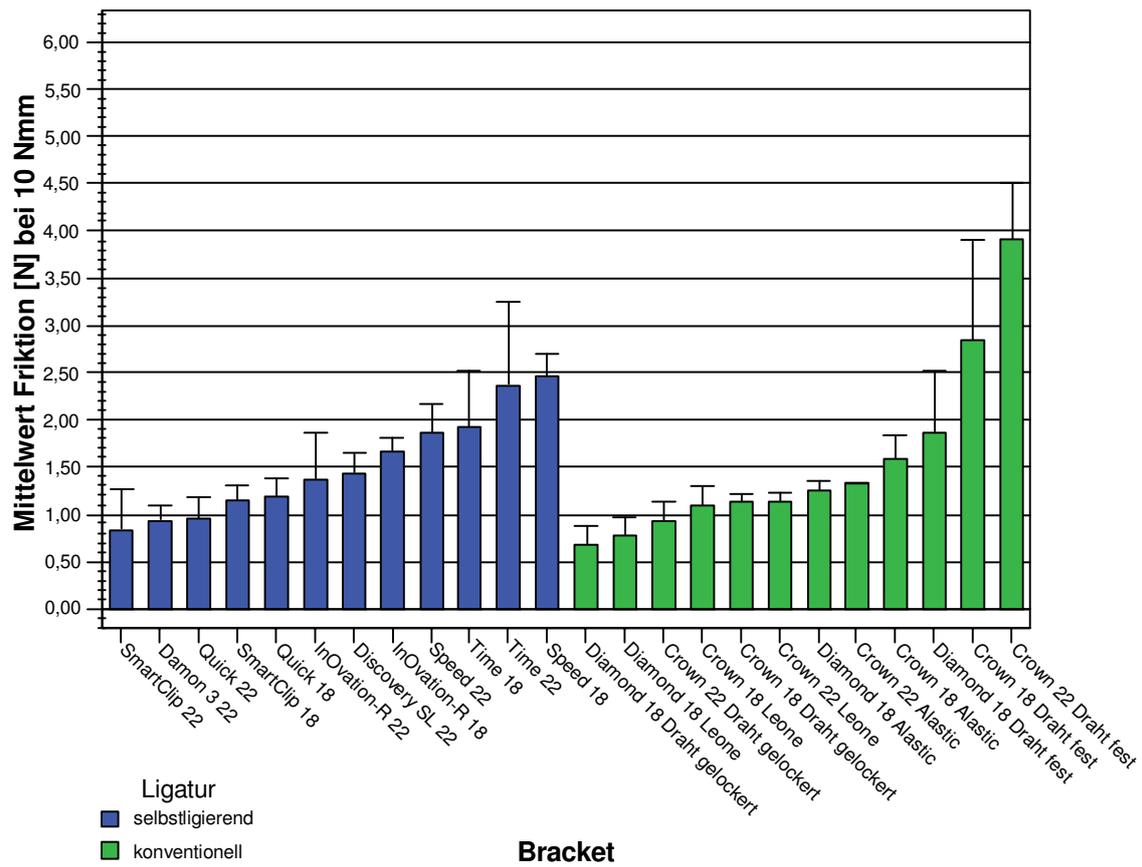


Abb. 25: Friktion bei einem applizierten Drehmoment von 10 Nmm und Verwendung eines 0,016" x 0,022" Stahlbogens.

### 5.3 Gesamtbetrachtung der Ergebnisse

Unbeachtet der einzelnen Brackets zeigt ein Vergleich der selbstligierenden und konventionellen Brackets, dass erstere bei der ligaturbedingten Friktionsmessung die niedrigsten Werte bei einem 0,016" Rundbogen, letztere dagegen bei einem 0,016" × 0,016" Vierkantbogen erzeugten (Tab.19). Bei Messung mit einem Drehmoment zeigten beide Gruppen die niedrigsten Reibungswerte bei einem 0,016" × 0,016" Vierkantbogen (Tab.20).

Bei der ligaturbedingten Friktion liegen die Differenzen der Mittelwerte bei allen vier Bögen höher als bei Applikation eines Drehmoments (vgl. Tab.19 und 20). Bei Insertion eines 0,016" beziehungsweise 0,018" Rundbogens ist sogar eine höchst signifikante ( $p \leq 0,05-0,01$ ) Differenz von  $\Delta \bar{x} = 0,448$  N zu verzeichnen. Das heißt, dass die Friktionwerte der selbstligierenden und konventionellen Brackets sich bei der ligaturbedingten Friktion beträchtlich unterscheiden, bei Applikation eines Drehmoments jedoch die Werte sich deutlich annähern. In diesen Darstellungen finden zwar die einzelnen Ligaturarten keine Berücksichtigung, dennoch zeigen diese beiden Übersichtstabellen, dass bei Applikation eines Drehmomentes die selbstligierenden Brackets viel „empfindlicher“ sind als konventionelle Brackets.

	Bogen				
	0,016"	0,018"	0,016" × 0,016"	0,016" × 0,022"	Gesamt
<b>Selbstligierende Brackets</b>	,0038	,2301	,0170	,2385	,1268
<b>Konventionelle Brackets</b>	,4518	,6790	,4103	,5420	,5208

Tab. 19: Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die ligaturbedingte Friktion.

	Bogen				
	0,016"	0,018"	0,016" × 0,016"	0,016" × 0,022"	Gesamt
<b>Selbstligierende Brackets</b>	1,2746	1,2725	1,1546	1,4695	1,2996
<b>Konventionelle Brackets</b>	1,3920	1,5098	1,3788	1,4293	1,4274

Tab. 20: Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die Friktion bei appliziertem Drehmoment.

In der Tabelle 21 sind noch einmal die Reibungsmittelwerte der selbstligierenden Brackets insgesamt mit den drei konventionellen Brackets, wiederum ohne Berücksichtigung der einzelnen Ligaturarten, dargestellt. Das Diamond-Bracket zeigt mit Ausnahme des 0,018" Rundbogens die niedrigsten Friktionswerte unter den konventionellen Brackets. Beim 0,016" × 0,016" Vierkantbogen ist der niedrigste Wert ( $\bar{x}=0,3630$ ) unter den konventionellen Brackets zu verzeichnen. Auch bei dieser Darstellung sollte beachtet werden, dass die Ligaturarten der konventionellen Brackets nicht getrennt betrachtet werden, was deren Statistik im Vergleich zu den selbstligierenden Brackets zunächst verschlechtert.

	<b>Bogen</b>				<b>Gesamt</b>
	0,016"	0,018"	0,016" × 0,016"	0,016" × 0,022"	
<b>Selbstligierend</b>	,0038	,2301	,0170	,2385	,1268
<b>Diamond 18</b>	,4345	,7925	,3630	,5225	,5281
<b>Crown 18</b>	,4550	,6267	,4217	,5242	,4819
<b>Crown 22</b>	,4900	,6238	,5113	,6175	,5606

Tab. 21: Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die ligaturbedingte Friktion.

Eine weitere differenzierte Betrachtung der Ligaturarten ist in Tabelle 22 wiedergegeben. Hier lassen sich noch einmal deutlich und übersichtlich der Unterschied der Ligaturarten im Vergleich zu den selbstligierenden Brackets ausmachen. Bei der Leone- und gelockerten Drahtligatur lassen sich mitunter sehr geringe und zum Teil gar keine messbare Friktionen nachweisen (Tab.22). Lediglich das Diamond-Bracket beim 0,018" Bogen und das 0,018" Crown-Bracket beim 0,016" × 0,022" Bogen zeigen Reibungswerte mit im Mittel über 0,05 N. Ähnliche Werte lassen sich auch bei den selbstligierenden und hier insbesondere bei den passiven und aktiv/passiven Brackets ermitteln (vgl. Tab.5). Die konventionelle elastische Ligatur zeigt im Vergleich zu der unkonventionellen elastischen Leone-Ligatur deutlich höhere Friktionswerte.

		<b>Bogen</b>				Gesamt
		0,016"	0,018"	0,016" × 0,016"	0,016" × 0,022"	
<b>Selbstligierend</b>		,0038	,2301	,0170	,2385	,1268
<b>Alastic</b>	Diamond 18	,5580	,2650	,3200	,6860	,6615
	Crown 18	,3667	,3467	,3700	,3800	,3658
	Crown 22	,2700	,2236	,2236	,4250	,3200
<b>Leone</b>	<b>Diamond 18</b>	<b>,0000</b>	<b>,7280</b>	<b>,0060</b>	<b>,0000</b>	,1835
	<b>Crown 18</b>	<b>,0067</b>	<b>,0000</b>	<b>,0000</b>	<b>,3800</b>	,0017
	<b>Crown 22</b>	<b>,0000</b>	<b>,0000</b>	<b>,0000</b>	<b>,0050</b>	,0013
<b>Draht ge- lockert</b>	<b>Diamond 18</b>	<b>,0040</b>	<b>,2900</b>	<b>,0000</b>	<b>,0040</b>	,0745
	<b>Crown 18</b>	<b>,0033</b>	<b>,0033</b>	<b>,0000</b>	<b>,0000</b>	,0025
	<b>Crown 22</b>	<b>,0000</b>	<b>,0000</b>	<b>,0000</b>	<b>,0050</b>	,0013
<b>Draht fest</b>	Diamond 18	1,1760	1,3480	,8480	1,400	1,1930
	Crown 18	1,4433	1,7567	1,3167	1,7133	1,5575
	Crown 22	1,6900	2,2300	1,7250	2,0350	1,9200

Tab. 22: Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die ligaturbedingte Friktion.

Bei Applikation eines Drehmoments zeigen selbstligierende Brackets bei den jeweiligen Drahtbogendimensionen ähnliche Mittelwerte wie die einzelnen konventionellen Brackets (Tab.23). Lediglich beim 0,022" Crown-Bracket steigen die Werte mit Ausnahme des 0,016" Rundbogens auf über 2 N.

	<b>Bogen</b>				
	0,016"	0,018"	0,016" × 0,016"	0,016" × 0,022"	Gesamt
<b>Selbstligierend</b>	1,2746	1,2725	1,1546	1,4695	1,2996
<b>Diamond 18</b>	1,1610	1,2755	1,0975	1,1355	1,1674
<b>Crown 18</b>	1,5417	1,7758	1,6050	1,6575	1,6450
<b>Crown 22</b>	1,9791	2,0364	2,0073	2,0982	2,0302

Tab. 23: Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die Friktion bei appliziertem Drehmoment.

Eine getrennte Darstellung der Ligaturmethoden bei den konventionellen Brackets gibt Aufschluss über die im Durchschnitt niedrigen Werte bei den friktionsreduzierenden Leone- und gelockerten Drahtligaturen. Diese zeigten insbesondere beim 0,018" Diamond-Bracket niedrige Reibungswerte, das heißt zwischen  $\bar{x}=0,68$  N und  $\bar{x}=1,1$  N, als die selbstligierenden Brackets (Tab.24). Es sind hierbei nicht alle selbstligierenden Brackets, die die Gesamtstatistik verschlechtern, sondern insbesondere solche, deren Verschlussystem gegen den Bogen drücken, wie zum Beispiel die beiden Time-Brackets sowie das 0,018" Speed-Bracket bei 0,018" Rund- und 0,016" × 0,022" Vierkantbogen (vgl. Abb.18 und 20). Somit ist die Variabilität der Friktionen bei den selbstligierenden Brackets untereinander, die die Gesamtstatistik verschlechtert, teilweise auf die unterschiedlichen Verschlussysteme zurückzuführen.

	<b>Bogen</b>				
	0,016"	0,018"	0,016" × 0,016"	0,016" × 0,022"	Gesamt
<b>Selbstligierend</b>	1,2746	1,2725	1,1546	1,4695	1,2996
<b>Alastic</b>					
Diamond 18	1,1940	1,3640	1,1460	1,2400	1,2360
Crown 18	1,5633	1,8533	1,4667	1,5800	1,6158
Crown 22	1,3600	1,3650	1,4900	1,3250	1,3850
<b>Leone</b>					
Diamond 18	<b>,6900</b>	<b>1,1660</b>	<b>,7440</b>	<b>,7680</b>	<b>,8420</b>
Crown 18	<b>,9600</b>	<b>1,1367</b>	<b>1,0367</b>	<b>1,0933</b>	1,0567
Crown 22	<b>1,1100</b>	<b>,9850</b>	<b>1,0900</b>	<b>1,1300</b>	1,0787
<b>Draht gelockert</b>					
Diamond 18	<b>,6800</b>	<b>,8180</b>	<b>,6740</b>	<b>,6660</b>	<b>,7095</b>
Crown 18	<b>1,0400</b>	<b>1,1700</b>	<b>1,2033</b>	<b>1,1200</b>	1,1333
Crown 22	<b>1,0750</b>	<b>1,0750</b>	<b>,9900</b>	<b>,9250</b>	1,0162
<b>Draht fest</b>					
Diamond 18	2,0800	1,7540	1,8260	1,8680	1,8820
Crown 18	2,6033	2,9433	2,7133	2,8367	2,7742
Crown 22	3,4350	3,3600	3,4000	3,9050	3,5250

Tab. 24: Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die Friktion bei appliziertem Drehmoment.

## 6 Diskussion

---

Die richtige Kraftgröße während einer orthodontischen Behandlung resultiert in einer optimalen Gewebeantwort und einer schnellen Zahnbewegung [15]. Dabei verhindert die Reibungskraft an der Bracket-Bogen-Oberfläche, eine optimale Kraftgröße zu erreichen [15]. Deswegen spielt die Friktion bei Behandlung mit Multibandapparaturen eine wichtige Rolle. Um den Friktionszusammenhang zwischen Bogen und Bracket zu erläutern, bedarf es der Untersuchung verschiedener Variablen wie Bracketmaterial, Drahtlegung und –querschnitt [15]. Ziel dieser Studie war es, Reibungsverluste bei Verwendung verschiedener selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme zu untersuchen. Dabei erfolgte die Untersuchung so, dass die Brackets jeweils ohne und mit einem konstanten Drehmoment von 10 Nmm gegen den Draht anguliert wurden.

Diese Studie ist gewiss nicht die erste, die sich mit dem Friktionsverhalten von selbstligierenden Brackets auseinandersetzt. Ein Vergleich mit den in der Literatur angeführten Untersuchungen zu Reibungsverlusten [15, 18, 45, 46, 48, 76, 79, 89, 90, 102] erweist sich zum Teil schwierig, da die Versuchsbedingungen der dort beschriebenen Experimente meist voneinander abweichen. Zudem weisen die Studien in ihren Erhebungen unterschiedliche Schwerpunkte auf, sodass nur Teilaspekte vergleichend analysiert werden können. Untersucht wurden der Zusammenhang der Reibungskraft mit dem Bogen Durchmesser und –material [2, 106], die Bracketweite [23, 35] und Angulation des Brackets zum Bogen [2, 91]. In den bis dato publizierten Untersuchungen wurden aber lediglich einzelne selbstligierende Brackets miteinander oder mit einem Straightwire-Bracket, bei dem zumeist nur eine Ligaturart betrachtet wurde, verglichen. In diesem Zusammenhang muss auch erwähnt werden, dass die meisten in dieser Arbeit angewandten Brackets in anderen Studien gar keine Anwendung fanden, sodass es sich entweder um vorherige Versionen der Brackets handelt, wie zum Beispiel Damon2- statt Damon3-Bracket, oder bis dahin noch gar nicht entwickelt worden waren, wie zum Beispiel Discovery-SL- oder Quick-Brackets. Auch die Tatsache, dass bei den meisten Studien zur Friktionsmessung die Brackets nicht mit einem Drehmoment, sondern um einen festen Winkel gegen den Draht anguliert wurden [79, 103], spielt hierbei eine nicht

zu unterschätzende Rolle. Denn Versuchsanordnungen mit fester Angulation führen zu Messergebnissen mit hohen Werten, denen keine klinische Relevanz zugemessen werden kann, während die Drehmomentangulation viel weitgehender den biomechanischen Bedingungen entspricht [26].

Somit erfolgte hier erstmalig der Vergleich aller selbstligierender Brackets mit einem Metallslot sowie Metallverschluss, die zum Untersuchungszeitpunkt erhältlich waren.

Der Grund für diese Untersuchung war die Überprüfung der Richtigkeit der Beschreibung selbstligierender Brackets als so genannte „friktionslose Mechanik“ mit der eine geringere Behandlungsdauer und insbesondere eine sehr kurze Nivellierungsphase erreicht werden soll.

### 6.1 Diskussion der eigenen Ergebnisse

Es ist insofern zutreffend, dass mit den meisten selbstligierenden Brackets durch die Konstruktion der Verschlussmechanik eine reproduzierbare Minderung der ligaturbedingten Friktion im Vergleich zu einem Straightwire-Bracket mit einer festen Drahtligatur vorliegt. Bei letzterer wurden bei der ligaturbedingten Messung im Vergleich zu selbstligierenden Brackets mit Ausnahme der beiden 0,018" Slotvarianten des Speed- und des Time-Brackets mit einem 0,018" Rundbogen die höchste Friktion ermittelt. Auch ist auffällig und gleichzeitig die obige Bezeichnung befürwortend, dass eine konventionelle elastische Ligatur in der Regel mehr Friktion erzeugte als die meisten selbstligierenden Brackets. Berger [9] konnte für Speed-Brackets ebenfalls konsistent niedrigere Werte ermitteln, wenn ohne eine Angulation und Drehmomentapplikation nur die ligaturbedingte Friktion gemessen wurde. Sims et al. [90] verzeichneten eine 50-70%ige Reduktion der Reibungskräfte bei Speed-Brackets verglichen mit Minitwin-Brackets bei 0,016" × 0,016", 0,017" × 0,025", 0,018" × 0,022" und 0,019" × 0,025" Edelstahlbögen. In der Studie von Sims et al. [90] wurden auch elastische Ligaturen in „Form einer 8“ einligiert, was verglichen mit einer „O-Konfiguration“ zu einem Anstieg der Friktion um den Faktor 70-220% führte. Diese Ergebnisse stehen in Übereinstimmung mit vorherigen Studien [79, 89 - 91, 102, 103], die ebenfalls einen Anstieg der Friktionskräfte bei konventionellen Brackets mit Alastics im Vergleich zu selbstligie-

renden Mechanismen zeigen konnten. Unter diesen ist die Versuchsanordnung von Tecco et al. [99] insofern interessant, als dass hier entgegen den üblichen Ein- oder Drei-Bracket-Modellen ein 10-Bracket-Modell angewandt wird, um die Friktion zu messen. Die dabei untersuchten selbstligierenden Brackets Time Plus und Damon-SL-2 erzeugten ebenfalls geringere Reibungskräfte als konventionelle mit elastischen Ligaturen versehene Edelstahlbrackets.

Ein Vergleich der Friktionswerte von Alastics und Drahtligaturen zeigte weiterhin, dass elastische Ligaturen den Reibungswiderstand gegenüber Drahtligaturen erhöhen, insbesondere, wenn letztere locker ligiert werden. Die Ergebnisse stehen in Übereinstimmung mit den Studien von Edwards et al. [27], Hain et al. [41, 42], Thorstenson et al. [105] und Griffiths et al. [39].

Die Leone-Ligatur, die an einem konventionellen Bracket angebracht wird, stellt ein passives System dar, vergleichbar mit einem passiven selbstligierenden Bracket. Folglich gewährleistet sie dem Bogen bei Messung der ligaturbedingten Friktion dieselbe Bewegungsfreiheit im Slot [33]. Vorherige Studien [6, 34] haben gezeigt, dass diese unkonventionelle elastische Ligatur in der Lage ist, bezüglich einer konventionellen elastischen Ligatur die Reibungskräfte zu verringern. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie stimmen mit jenen Untersuchungen überein, die nämlich zeigen konnten, dass bei Leone-Ligaturen signifikant geringere Reibungskräfte zu verzeichnen waren als bei konventionellen elastischen Ligaturen [6, 34]. Auch in einer speziell konstruierten Vorrichtung mit 10 Brackets konnte gezeigt werden, dass Slide Ligaturen die signifikant niedrigsten Friktionskräfte im Vergleich zu Damon-SL-2 und Time-Brackets erzeugten [100].

Ein klinischer Vorteil dieser unkonventionellen Ligaturen ist sicherlich deren praktische Anwendbarkeit an jedem konventionellen Brackettyp. Ein weiterer Vorteil ist, dass der Anwender durch das Anbringen dieser Leone-Ligaturen und konventionellen elastischen Ligaturen das Ausmaß der Friktion bestimmen kann. Beispielsweise können bei einem Lückenschluss entlang eines Vierkant-Edelstahlbogens die Leone-Ligaturen im posterioren Segment angebracht werden, um dort eine geringe Reibungskraft zu erzielen, wohingegen konventionelle elastische Ligaturen im anterioren Segment angewandt werden, um einen maximalen Torque und eine Kontrolle zu gewährleisten.

Bei der ligaturbedingten Friktion weichen die Werte der selbstligierenden Brackets und der konventionellen Brackets mit Leone-Ligaturen nicht wesentlich voneinander ab. Auch Gandini et al. [36] kamen in ihren Untersuchungen zu diesem Schluss und zeigten weiterhin, dass ein konventionelles Bracket mit einer konventionellen elastischen Ligatur höhere Friktionswerte erzeugte. Darüber hinaus wurden diese Ergebnisse in anderen Studien bestätigt [16, 39, 42, 76, 99, 102, 103], die zeigten, dass selbstligierende Brackets geringere Reibungskräfte erzeugten als konventionelle.

Vor dem Hintergrund, dass Alastics und feste Drahtligaturen bei der Sicherung des Bogens im Slot eines Zwillingsbrackets die Standardmethode darstellen, scheint es zutreffend zu sein, dass eine geringere ligaturbedingte Reibung der meisten selbstligierenden Brackets durchaus zu einer schnelleren Zahnbewegung führen kann. Die vorliegende Studie zeigte jedoch, dass diese Schlussfolgerung lediglich für die ligaturbedingte Friktionsmessung gilt. Der mehr oder weniger passive Ligaturmechanismus der meisten selbstligierenden Brackets führt zu einer Reduktion der ligaturbedingten Friktion.

Anders sieht es aus bei Betrachtung der Friktionskräfte, die dann entstehen, wenn ein Winkelkonflikt zwischen Bracketslot und Bogen vorliegt, wie beispielsweise bei der bogengeführten Eckzahnretraktion oder beim bogengeführten Lückenschluss; dann sind auch bei den selbstligierenden Brackets signifikante Reibungskräfte messbar, die zum Teil auch die der konventionellen Brackets übertreffen. Einen ähnlichen Zusammenhang fanden Bednar et al. [8] für das selbstligierende Speed-Bracket im Vergleich zu einem Straightwire-Bracket mit einem Alastic heraus. Sims et al [91] konnten in einer anderen Studie zeigen, dass steigende Kippung und Torquewerte von 0-6 Grad und 0-25 Grad zu einem linearen Anstieg der Friktionswerte sowohl für die selbstligierenden als auch für die konventionellen Brackets führte.

Bei Anliegen eines Kippmoments zwischen Bogen und Bracket tritt die geringste Friktion in allen Fällen bei Anwendung einer gelockerten Drahtligatur an einem Straightwire-Bracket auf. Der Grund für die hohen Werte auch bei den selbstligierenden Brackets liegt vor allem an der „Miniaturisierung“ dieser Brackets, um dadurch eine gute Mundhygiene mit geringem Demineralisierungsrisiko sowie einen ästhetischen Vorteil für die Patienten zu gewährleisten. Dies ist aus Gründen der Friktion insofern problematisch, als sich die zwischen Bracket und Bogen wirkenden Normalkräfte und damit die Frikti-

on, wie oben angegeben, umgekehrt proportional zur Bracketbreite verhalten (Abb.1). Das in dieser Arbeit zur Anwendung gekommene Diamond-Bracket ist somit konstruktionsbedingt im Vorteil gegenüber den anderen, wesentlich schmaler und grazil gestalteter selbstligierender Brackets. Dies kann zu der Folgerung führen, dass die Slothöhe einen weniger großen Einfluss auf die Friktion hat, als vielmehr die Breite des Brackets, was insbesondere beim SmartClip-Bracket an den teilweise sehr ähnlichen Friktionswerten ersichtlich ist. Tidy [106] konnte in einer Studie zeigen, dass die Reibungskraft umgekehrt proportional zur Bracketbreite steht, wohingegen Bogendimension und Slotgröße einen geringeren Effekt haben [106]. Ähnliche Resultate erzielten auch Drescher et al. [23 - 25] und Segner et al. [88].

Je nach Situation lässt sich dieses Modell dabei durchaus auf die Nivellierungsphase übertragen. Ein großer Bedarf des Ausgleichs vertikaler und horizontaler Abweichungen sowie ausgeprägter Rotationen erzeugt bei der Insertion eines geraden Bogens auch bei den selbstligierenden Brackets einen Winkelkonflikt zwischen Bogen und Bracket, der sich auf die Zahnbewegung ebenso hinderlich auswirken kann, wie das Kippen eines Zahnes gegen den Bogen.

So sind beispielsweise die vor allem beim 0,018" Rundbogen erhöhten Friktionswerte bei den Time-Brackets auf das Design dieser Brackettyps zurückzuführen, das einen federnden Clip enthält, das im geschlossenen Zustand ab einer bestimmten Bogendimension schon Kontakt mit dem Bogen haben kann. Laut Herstellerangaben ist das Time-Bracket bis 0,018" beziehungsweise 0,018" × 0,018" passiv, während Thomas et al. [102] diese Grenzgröße mit 0,017" angibt. Demgegenüber besteht beispielsweise das Damon3 als passiv selbstligierendes Bracket aus einem Verschiebemechanismus, sodass der Bogen eher im Slot „gehalten“ als hineingedrückt wird. Die Verschiebeklappe bildet die vierte, äußere Wand des Slots.

Bei der Verwendung eines 0,018" Stahlbogens muss berücksichtigt werden, dass sich ein solcher slotfüllender Bogen nicht für Nivellierungs- und Führungsaufgaben eignet, sondern vielmehr zur Zahnbogenkoordination in der Endphase der orthodontischen Therapie. Im Hinblick auf die mit diesem Bogen gemessenen Reibungskräfte kann man aber bei der ligaturbedingten Friktion einen Unterschied zwischen konventionellen und selbstligierenden Brackets feststellen. Während bei Verwendung eines 0,018" Rundbogens die im Durchschnitt gute Statistik der Straightwire-Brackets verschlechtert wird,

zeigten selbstligierende Brackets wie das SmartClip-Bracket, das Quick-Bracket und das InOvation-R-Bracket unerklärlicherweise nur sehr geringe bis gar keine Friktionswerte. Der Grund hierfür mag in der Genauigkeit der Slotdimension liegen. So scheint das Diamond-Bracket im Gegensatz zu den vorangehend genannten selbstligierenden Brackettypen eine wesentlich präzisere Slotgestaltung zu besitzen. Bei einem slotfüllenden Bogen ist dies zwar bezüglich der entstehenden Friktion nachteilig. Bei Verwendung eines Vierkantbogens ist dann aber mit einer wesentlich besseren Torqueübertragung zu rechnen.

Bei den aktiv selbstligierenden Brackets muss unter anderem auch berücksichtigt werden, dass die Clips aus unterschiedlichen Materialien hergestellt sind und bei gleicher Dehnung unterschiedlich hohe Kräfte erzeugen können. So ist zum Beispiel beim Speed-System der Clip aus superelastischem Nickel-Titan hergestellt, während beim InOvation-R System der Clip so konstruiert ist, dass bei maximaler Biegung eine Kraft von 250g appliziert wird [4]. Diese Materialien haben unterschiedliche physikalische Eigenschaften, die die entstehenden Reibungskräfte sicherlich beeinflussen.

Anders als in der Studie von Kim et al. [59], in der das SmartClip-Bracket zusammen mit dem Speed- und InOvation-R-Bracket zu den aktiv selbstligierenden Brackets gezählt werden, wird in der vorliegenden Studie jenes Bracket zu den passiven Systemen zugeordnet. Dies lässt sich dadurch begründen, dass beim SmartClip der Bogen durch einen Nickel-Titan Clip vielmehr passiv im Slot gehalten wird und dadurch keine konstante Kraft durch die Ligatur ausgeübt wird. Diese Meinung wird auch von Miles vertreten [67].

## 6.2 Diskussion der Versuchsmethodik

Bei einer kritischen Betrachtung der Methodik sollte zunächst vorweggenommen werden, dass präzise Friktionsmessungen nur an in-vitro Modellen durchgeführt werden können und diese nicht exakt das reproduzieren können, was in-vivo in der Mundhöhle während der orthodontischen Zahnbewegung geschieht, da minimale Änderungen im Bracket/Bogen/Ligatur-System die Friktionskräfte signifikant verändern können.

Die Methode, die in dieser Studie angewandt wurde, ist ähnlich der von Sims et al. [90] und Thomas et al. [102]. Eine mögliche Fehlerquelle jedoch war das Aufkleben der Brackets auf die Schrauben; zwar wurde jedes Bracket mit einem Hilfsbogen und einer Positionierungsapparatur befestigt, dennoch können geringfügige Abweichungen bei der definitiven Aufklebung zu Messfehlern führen. Auch das Positionieren der mit dem Bracket beklebten Schraube an die kugelgelagerte Achse stellt eine ähnliche Problematik dar.

Im Gegensatz zu dieser Versuchsanordnung, wo in Übereinstimmung mit den Versuchen von Berger et al. [9] und Sims et al. [90] das Bracket bei der Messung der ligaturbedingten Friktion so am Ort befestigt wurde, dass sich der Slot parallel zum Drahtbogen befand, wurde bei der experimentellen Methode von Bednar et al. [8] das Bracket relativ zum Bogen gekippt.

Weiterhin muss darauf hingewiesen werden, dass die angewandten elastischen Ligaturen auf Polyurethan basierte Polymere sind, die mit der Zeit einer Erschlaffung [17] und einer langsamen hydrolytischen Zersetzung [5] unterworfen sind. In diesem Zusammenhang ist es wichtig zu erwähnen, dass diese elastischen Ligaturen unmittelbar vor der jeweiligen Messung einligiert wurden, sodass deren Straffheit sich nicht bedeutsam verringert hat, um die gemessenen Reibungskräfte zu beeinflussen. Die Autoren sind sich darüber einig, dass die Kraft, die durch die Drahtligatur angewandt wird, eine subjektive, je nach Anwender variierende Größe ist [8, 72]. In der vorliegenden Studie wurde die Ligatur zwischen dem konventionellen Bracket und Drahtbogen standardisiert, um diese Variable zu eliminieren.

In der vorliegenden Studie wurden lediglich Edelstahlbögen angewandt. Einige Autoren sind der Meinung, dass bei mehr flexibleren orthodontischen Drähten die Reibungskräfte niedriger ausfallen. Diese Beziehung wird basierend auf der Annahme gerechtfertigt, dass weniger steife Bögen eine große dentale Inklination und eine größere Kontaktfläche zwischen Bracket und Bogen verursachen [23, 65]. Auf der anderen Seite können steifere Bögen eine höhere Friktion erzeugen, da ein Mangel an Flexibilität zur Bildung scharfer Winkel führt. Edelstahlbögen zeigten in Friktionsstudien trotz ihrer geringen Flexibilität die geringsten Reibungskräfte [70, 84]. Cacciafesta et al. [16] konnten zwischen Edelstahlbögen und Nickel-Titan-Drahtbögen keinen signifikanten Unterschied feststellen, während Thomas et al. [102] zeigten, dass  $0,016'' \times 0,022''$  Nickel-Titan-

Bögen eine höhere Friktion erzeugten als Edelstahlbögen der selben Stärke. Nishio et al. [70] folgern aus ihren Untersuchungen, dass die elastischen Eigenschaften des Drahtbogens vielmehr sekundär zu sein scheinen und die Oberflächenbeschaffenheit einen größeren Einfluss auf die Reibungskraft habe.

In anderen Studien bemühen sich viele Untersucher, möglichst realistische Bedingungen im Experiment zu schaffen. Insbesondere der Einfluss von Speichel wird dabei in die Versuche einbezogen [7, 22, 79, 94]. Dass die Anwesenheit von Speichel entgegen der landläufigen Meinung keine Verringerung der Friktionswerte hervorruft, konnten Downing et al. [22] nachweisen. In ihrer Untersuchung lagen die gemessenen Werte unter Speichelzufluss bis zu 40% höher als im trockenen Experiment. Es zeigte sich auch, dass die Anwesenheit von Speichel einen unbeständigen Effekt auf die Reibungskraft hatte, in einigen Fällen fungierte menschlicher Speichel als ein Gleitmittel und in anderen führte es zu einem Anstieg der Friktion [60 - 63, 79]. Diese Unvorhersagbarkeit wurde auch in den Versuchen von Stannard et al. [94] und Baker et al. [7] bestätigt. In diesen Studien führte Speichel entweder zu einem Anstieg oder zu einer Senkung der Reibungskräfte, was wiederum den multifaktoriellen Charakter der Friktionsentstehung in einem System zeigt, wo Speichel nur einen Faktor darstellt.

Weitere intraorale Variablen wie Plaque, Pellikel, Korrosion, Kauvorgang, Knochendichte, Zahnanzahl, anatomische Konfiguration, Wurzeloberflächengröße und Okklusion, die die Reibungskräfte beeinflussen können, sind in dieser Studie nicht untersucht. In dieser Hinsicht sollten die gemessenen Werte als Anhalt für einen Vergleich der Bracketarten dienen, als vielmehr die Friktion in-vivo zu quantifizieren.

### 6.3 Schlussfolgerungen

Schlussfolgernd kann bemerkt werden, dass mit Verwendung selbstligierender Brackets automatisch eine Reduktion der ligaturbedingten Friktion gegenüber einem Straightwire-Bracket mit Standardligaturen eintritt. Diese Reduktion kann jedoch auch mit einem Straightwire-Bracket mit einer modifizierten elastischen oder einer gelockerten Drahtligatur erreicht werden, bei letzterer jedoch mit der Notwendigkeit einer Lockerung der Ligatur nach ihrer Befestigung.

Das konventionelle Zwillingsbracket mit gelockerter Stahlligatur zeigte insgesamt die geringsten Reibungskräfte, und zwar nicht nur bei der ligaturbedingten Friktion, sondern auch bei Vorliegen eines Winkelkonfliktes, der während der orthodontischen Therapie gerade in der Nivellierungsphase wie auch bei der Führung von Zähnen am Bogen auftritt.

Selbstligierende Brackets als „friktionslos“ zu bezeichnen, stellt sich vor dem Hintergrund dieser Studie als nicht zutreffend heraus. Für die Anwendung selbstligierender Brackets spricht allenfalls ein gewisser Handhabungs- und Zeitvorteil.

---

## 7 Zusammenfassung

---

### 7.1 Zusammenfassung

In der orthodontischen Therapie sind Reibungsverluste bei der Verwendung von Multibracketapparaturen unvermeidbar. Neben der Friktion, die durch die Ligatur erzeugt wird, entstehen zusätzliche Reibungskräfte bei Vorliegen eines Winkelkonfliktes zwischen Bracket und Bogen. Passiv selbstligierenden Brackets wird ein besonders günstiges Friktionsverhalten zugeschrieben. Die vorliegende Arbeit sollte daher klären, inwieweit die Reibung zwischen Bracket und Bogen bei solchen Brackets tatsächlich vermindert ist. Hierzu wurden die Friktionskräfte selbstligierender Brackets verschiedener Hersteller und Slotgrößen mit denen herkömmlicher Straightwire-Brackets und Ligaturen verglichen. Dabei wurde zwischen der ligaturbedingten Friktion und der durch ein Kippmoment bedingten Friktion unterschieden, wie sie bei der bogengeführten translatorischen Bewegung eines Zahns auftritt. Die passiv selbstligierenden Brackets erzeugten kleinere ligaturbedingte Friktionskräfte als die konventionellen Brackets mit elastomeren Ligaturen oder festgezogenen Stahlligaturen. Wurde hingegen eine gelockerte Stahlligatur oder eine spezielle friktionslose elastomere Ligatur verwendet, waren die ligaturbedingten Friktionen gleichermäßen klein. Bei Anliegen eines Kippmoments zwischen Bracket und Bogen zeigte sich jedoch, dass mit einem Straightwire-Bracket unter Verwendung einer geeigneten Ligatur stets kleinere Friktionskräfte auftraten als bei allen untersuchten selbstligierenden Brackets.

### 7.2 Summary

Using fixed orthodontic appliances, the loss of applied forces due to friction is unavoidable. Apart from frictional forces that are produced by the ligature mechanism, additional friction is generated if there is an angular conflict between bracket slot and archwire. Self-ligating brackets are attributed to exhibit favourable frictional properties. In the presented study, the frictional behaviour of self-ligating brackets of different manu-

facturers and with different slot sizes were experimentally investigated in comparison to three conventional straightwire brackets using different ligatures and steel arch-wires. Frictional forces generated by the ligature were distinguished from friction due to tipping moments encountered in arch-guided translatory tooth movement. Frictional forces generated by passive self-ligating brackets were found to be generally smaller than in a straightwire bracket using elastomeric ligatures or tightened steel ligatures. However, equipping the straightwire brackets with a loose steel ligature or a special elastomeric ligature, equally small frictional forces were encountered. If tipping moment is acting, the straightwire brackets, however, showed smaller frictional forces using a suitable ligature than all self-ligating brackets analyzed in this study.

## 8 Anhang

---

### 8.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung	1	Biomechanik der bogengeführten Zahnbewegung
Abbildung	2	Schematische Darstellung der Wechselwirkung zwischen einem Drahtbogen und einem passiv selbstligierenden Bracket (Damon SL II®)
Abbildung	3	Schematische Darstellung der Wechselwirkung zwischen einem Drahtbogen und einem aktiv selbstligierenden Bracket (Speed®)
Abbildung	4	Das SmartClip Bracket mit Clip-Verschlussmechanik
Abbildung	5	Passiv selbstligierende Brackets
Abbildung	6	Aktiv-passiv selbstligierende Brackets
Abbildung	7	Das Speed-Bracket mit vorrangig aktivem Verschlussmechanismus
Abbildung	8	Konventionelle Straightwire-Brackets
Abbildung	9	Elastische Ligaturen (Alastics) mit ihren Trägerelementen
Abbildung	10	Slide-Ligatur über den Flügeln eines Brackets gespannt
Abbildung	11	Vorgeformte Stahlligatur
Abbildung	12	Die verschiedenen Segmente eines RX 60 Roboters
Abbildung	13	Der Biegebalken-Kraftsensor
Abbildung	14	Der DC/DC-Wegsensor
Abbildung	15	Messaufbau: Industrieroboter Stäubli RX 60 mit Kraft- und Wegsensor und Arretiervorrichtung zur Aufnahme und Einstellung der zu messenden Brackets
Abbildung	16	Schematische Darstellung der Messung der ligaturbedingten Friktion
Abbildung	17	Schematische Darstellung der Messung der Friktion bei appliziertem Drehmoment

Abbildung	18	Ligaturbedingte Friktion in Newton (N) bei Verwendung eines 0,016" Stahlbogens
Abbildung	19	Ligaturbedingte Friktion in Newton (N) bei Verwendung eines 0,018" Stahlbogens
Abbildung	20	Ligaturbedingte Friktion in Newton (N) bei Verwendung eines 0,016" × 0,016" Stahlbogens
Abbildung	21	Ligaturbedingte Friktion in Newton (N) bei Verwendung eines 0,016" × 0,022" Stahlbogens
Abbildung	22	Friktion bei einem applizierten Drehmoment von 10 Nmm und Verwendung eines 0,016" Stahlbogens
Abbildung	23	Friktion bei einem applizierten Drehmoment von 10 Nmm und Verwendung eines 0,018" Stahlbogens
Abbildung	24	Friktion bei einem applizierten Drehmoment von 10 Nmm und Verwendung eines 0,016" × 0,016" Stahlbogens
Abbildung	25	Friktion bei einem applizierten Drehmoment von 10 Nmm und Verwendung eines 0,016" × 0,022" Stahlbogens

### 8.1 Tabellenverzeichnis

Tabelle	1	Beispiele selbstligierender Brackets geordnet nach Entwicklungsjahr
Tabelle	2	Untersuchte selbstligierende Brackets
Tabelle	3	Aktiv / passiv selbstligierende Brackets: Drahtdimension, mit der ein Kontakt zwischen Verschlussmechanismus und Bogen entsteht
Tabelle	4	Übersicht der mit dem Straightwire-Bracket verwendeten Ligaturen
Tabelle	5	Mittelwerte und Standardabweichungen für die ligaturbedingte Friktion in der Einheit Newton (N) bei verschiedenen Bögen.

---

Tabelle	6	Mittelwerte und Standardabweichungen für die Friktion bei appliziertem Drehmoment in der Einheit Newton (N) bei verschiedenen Bögen
Tabelle	7	Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests für die Messung der ligaturbedingten Friktion
Tabelle	8	Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests für die Messung mit einem appliziertem Drehmoment von 10 N
Tabelle	9	Ergebnisse des Mann-U-Withney-Tests für die ligaturbedingte Friktion bei Applikation eines 0,016" Stahlbogens
Tabelle	10	Ergebnisse des Mann-U-Withney-Tests für die ligaturbedingte Friktion bei Applikation eines 0,018" Stahlbogens
Tabelle	11	Ergebnisse des Mann-U-Withney-Tests für die ligaturbedingte Friktion bei Applikation eines 0,016" × 0,016" Stahlbogens
Tabelle	12	Ergebnisse des Mann-U-Withney-Tests für die ligaturbedingte Friktion bei Applikation eines 0,016" × 0,022" Stahlbogens
Tabelle	13	Ergebnisse des Mann-U-Withney-Tests bei Applikation eines Drehmoments von 10 Nmm und Verwendung eines 0,016" Stahlbogens
Tabelle	14	Ergebnisse des Mann-U-Withney-Tests bei Applikation eines Drehmoments von 10 Nmm und Verwendung eines 0,018" Stahlbogens
Tabelle	15	Ergebnisse des Mann-U-Withney-Tests bei Applikation eines Drehmoments von 10 Nmm und Verwendung eines 0,016" × 0,016" Stahlbogens
Tabelle	16	Ergebnisse des Mann-U-Withney-Tests bei Applikation eines Drehmoments von 10 Nmm und Verwendung eines 0,016" × 0,022" Stahlbogens
Tabelle	17	Deskriptive Statistik für die ligaturbedingte Friktion in der Einheit Newton (N)
Tabelle	18	Deskriptive Statistik für Friktionswerte bei Drehmomentapplikation in der Einheit Newton (N)

---

Tabelle	19	Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die ligaturbedingte Friktion
Tabelle	20	Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die Friktion bei appliziertem Drehmoment
Tabelle	21	Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die ligaturbedingte Friktion
Tabelle	22	Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die ligaturbedingte Friktion
Tabelle	23	Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die Friktion bei appliziertem Drehmoment
Tabelle	24	Mittelwerte in der Einheit Newton (N) für selbstligierende und konventionelle Brackets für die Friktion bei appliziertem Drehmoment

## 9 Literaturverzeichnis

---

1. Adenta, Gilching, Katalog 1 (2003), 1-3
2. Andreasen GF, Quevedo FR: Evaluation of friction forces in the 0,022" × 0,028" edgewise bracket in-vitro. J Biomech 3 (1970), 151-160
3. Angel EH: The latest and best in orthodontic mechanics. Dental Cosmos 70 (1982), 1143-1157
4. Alpern MC: Gaining control with self-ligation. Semin Orhtod 14 (2008), 73-76
5. Ash JL, Nikolai RJ: Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules in-vitro and in-vivo. J Dent Res 57 (1978), 685-690
6. Baccetti T, Franci L: Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. Angle Orthod 76 (2006), 211-216
7. Baker KI, Nieberg IG, Welmer AD, Hanna M: Frictional changes in force values caused by saliva substitution. Am J Orthod Dentofacial Orhtop 91 (1987), 316-320
8. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL: A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch-wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 100 (1991), 513-522

9. Berger JL: The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 97 (1990), 219-228
10. Berger JL: Self-ligation in the Year 2000. *J Clin Orthod* 34 (2000), 74-81
11. Bock F, Goldbecher H, Stolze A: Clinical experiences with different self-ligating bracket systems. *Kieferorthop* 21 (2007), 157-167
12. Burster Präzisionstechnik, Gernsbach, Katalog Sensoren und Prozessinstrumente 1 (2006), 58-114
13. Burstone CJ, Koenig HA: Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 70 (1976), 1-19
14. Byloff FK: Das Speed-System - eine Behandlungsphilosophie mit selbstligierenden Brackets. *Inf Orthod Kieferorthop* 35 (2003), 45-43
15. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Auricchio F: Evaluation of the friction of stainless steel, plastic, and self-ligating brackets in various bracket- ligature combinations. *Inf Orthod Kieferorthop* 35 (2003), 113-119
16. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Kiersy C, Auricchio F: Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-arch-wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124 (2003), 395-402
17. Chang CH, Sherriff M: Stress relaxation properties of orthodontic elastics. *J Dent Res* 70 (1991), 700-702
18. Damon DH: The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. *Clin Orthod Res* 1 (1998), 52-61

19. Dentaforum Pforzheim, Orthodontie Katalog 6 (2008/2009), 79
20. Dowling PA, Jones WB, Lagerstrom I, Sandham JA: An investigation into the behavioural characteristics of orthodontic elastomeric modules. *Brit J Orthod* 25 (1998), 197-202
21. Downing A, McCabe JF, Gordon PH: A study of frictional forces between orthodontic brackets and arch-wires. *Brit J Orthod* 21 (1994), 349-357
22. Downing A, McCabe JF, Gordon PH: The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and arch-wires. *Brit J Orthod* 22 (1995), 41-46
23. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA: Frictional Forces between bracket and arch-wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 96 (1989), 397-404
24. Drescher D, Laaser W, Schuhmacher HA: Materials technology research on the problem of friction between bracket and arch. *Fortschr Kieferorthop* 50 (1989), 256-267
25. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA: The loss of force by friction in arch-guided tooth movement. *Fortschr Kieferorthop* 51 (1990), 99-105
26. Drescher D: Die orthodontische Effektivität der Straightwire-Mechanik beim Lückenschluss – experimenteller Vergleich zweier Versuchsanordnungen zur Friktionsmessung. *DGKFO Vorträge* 15 (2000), 6
27. Edwards GD, Davies EH, Jones SP: The ex-vivo effect of ligation technique on the static frictional resistance of stainless steel brackets and arch-wires. *Br J Orthod* 22 (1995), 145-153

28. Eltz M, Ibel G: A clinical comparison of active and passive self-ligating brackets. *Kieferorthop* 21 (2007), 203-210
29. Esmaili S: Ligation properties of a self-ligating composite bracket: An in-vitro study. Department of Orthodontics, Göteborg University, Sweden (2004), 9
30. Farant SD: An evaluation of different methods of canine retraction. *Br J Orthod* 4 (1976), 5-15
31. Fernandes LM, Ogaard B, Skoglund L: Pain and discomfort experienced after placement of a conventional or a super elastic NiTi aligning arch-wire. *J Orofac Orthop* 59 (1998), 331-339
32. Forestadent, Pforzheim, Katalog 30 (2006), 3
33. Fortini A, Lupoli M, Cacciafesta V: A new low-friction ligation system. *J Clin Orthod* 39 (2005), 464-470
34. Franchi L, Baccetti T: Forces released during alignment with a preadjusted appliance with different types of elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129 (2006), 687-690
35. Frank CA, Nikolai RJ: A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch-wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 78 (1980), 593-609
36. Gandini P, Orsi L, Bertoni C, Massironi S, Franchi L: In-vitro frictional forces generated by three different ligation methods. *Angle Orthod* 78 (2008), 917-921

37. Garino F, Gjarino GB: Distalization of maxillary molars using the Speed-System: A clinical and radiological evaluation. *World J Orthod* 5 (2004), 317-323
38. Garner LD, Allai WW, Moore BK: A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch-wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 90 (1986), 199-203
39. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ: Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 127 (2005), 670-675
40. Grohmann U: *Kieferorthopädische Apparaturen 2* (2005), 3
41. Hain M, Dhoptkar A, Rock P: The effect of ligation method and friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123 (2003), 416-422
42. Hain M, Dhoptkar A, Rock P: A comparison of different ligation methods on friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 130 (2006), 666-670
43. Hanson GH: The SPEED system: A report on the development of a new edgewise appliance. *Am J Orthod* 78 (1980), 243-265
44. Harradine NW, Birnie DJ: The clinical use of Aactiva self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109 (1996), 319-328
45. Harradine NW: Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin Orthod Res* 4 (2001), 220-227
46. Harradine NW: Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod* 3 (2003), 262-273

47. Harradine N, Birnie D: Self-ligating brackets: theory and practice. *Excellence Orthod* 197 (2006), 204
48. Henao SP, Kusy RP: Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket designs using standardized arch-wires and dental typodonts. *Angle Orthod* 74 (2004), 202-211
49. Huffman DJ, Way DC: A clinical evaluation of tooth movement along arch-wires of two different sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 83 (1983), 453-459
50. InOvation-R, Patientenbroschüre (2007), 4
51. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F: Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 13 (1991), 472-478
52. Jastrzebski ZD: *Nature and Properties of Engineering Materials* 1 (1959), 372-373
53. Jones M, Chan C: The pain and discomfort experienced during orthodontic treatment: A randomized controlled clinical trial of two initial aligning arch-wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 102 (1992), 373-81
54. Kähler WM: *SPSS für Windows* 6 (1994), 141
55. Kajdas C, Harvey SSK, Wilusz E: *Encyclopedia of Tribology* 1 (1990), 330-336
56. Kapila S, Angolkar PV, Cuncanson MGJ, Nanda RS: Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98 (1990), 117-126

57. Kapur R, Sinha PIK, Nanda RS: Frictional resistance of the Damon SL bracket. *J Clin Orthod* 32 (1998), 485-489
58. Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung Jahrbuch (2003), 160
59. Kim TK, Kim KD, Baek SH: Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and arch-wires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 133 (2008), 15-14
60. Koran A, Craig RG, Tillitson EW: Coefficient of friction of prosthetic tooth materials. *J Prosthet Dent* 27 (1972), 269-274
61. Kusy RP, Whitley JQ: Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 23 (1990), 913-925
62. Kusy RP, Saunders CR: Surface texture and frictional characteristics of ceramic brackets. *J Dent Res* 70 (1991), 483
63. Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ: Comparison of the frictional coefficients for selected arch-wire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod* 61 (1991), 293-302
64. Kusy RP: Influence on binding of third-order torque to second-order angulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125 (2004), 726-732
65. Loftus BP, Artun J, Nicholls JJ, Alonzo TA, Stoner JA: Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch-wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 116 (1999), 336-345
66. Maijer R, Smith DC: Time savings with self-ligating brackets. *J Clin Orthod* 24 (1990), 29-31

67. Miles PG: SmartClip versus conventional twin brackets for initial alignment: is there a difference? *Aust Orthod J* 21 (2005), 123-127
68. Miles PG: Self-ligating versus conventional twin brackets during en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 132 (2007), 223-225
69. Nicolls J: Frictional forces in fixed orthodontic appliances. *Dent Pract Dent Rec* 18 (1968), 362-366
70. Nishio C, da Motta AF, Elias CN, Mucha JN: In-vitro evaluation of frictional forces between arch-wires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 125 (2004), 56-64
71. Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Sinha PK, Currier GF: Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109 (1996), 535-542
72. Omana HM, Moore RN, Bagby MD: Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod* 26 (1992), 425-432
73. Paulson RC, Speidel TM, Isaacson RJ: A laminographic study of cuspid retraction versus molar anchorage loss. *Angle Orthod* 40 (1970), 20-27
74. Peterson L, Spencer R, Andreasen GF: Comparison of frictional resistance of nitinol and stainless steel wires in edgewise brackets. *Quint Inter Digest* 13 (1982), 563-571
75. Pilon JGM, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC: Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 110 (1996), 16-23

76. Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B: Frictional Forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 20 (1998), 283-291
77. Proffit WR: *Contemporary Orthodontics* 2 (1993), 55-60
78. Prosofski R, Bagby M, Erickson LC: Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch-wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 100 (1991), 341-348
79. Read-Ward GE, Jones SP, Davies EH: A comparison of self-ligating and conventional orthodontic bracket systems. *Br J Orthod* 24 (1997), 309-317
80. 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* 124 (2003), 69-73
81. Reicheneder CA, Baumert U, Gedrange T, Proff P, Faltermeier A, Muessig D: Frictional properties of aesthetic brackets. *Eur J Orthod* 29 (2007), 359-365
82. Saunders CR, Kusy RP: Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106 (1994), 76-87
83. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D: The effect of the ligature on the friction between bracket and arch. *Fortschr Kieferorthop* 51 (1990), 106-116
84. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D: Arch-guided tooth movement - its dynamics, efficacy and side effects. *Fortschr Kieferorthop* 52 (1991), 141-152
85. 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* 54 (1993), 255-262
86. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D: Frictional forces when rectangular guiding arches with varying edge bevel are employed. *J Orofac Orthop* 59 (1998), 139-149
87. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D: The influence of bracket design on frictional losses in the bracket/arch-wire system. *J Orofac Orthop* 60 (1999), 335 – 347
88. Segner D, Odegaard J: Reibung bei der bogengeführten Distalisierung: Die Bedeutung des aufrichtenden Moments. *Kieferorthop Mitteilungen* 5 (1992), 19-30
89. Shivapuja PK, Berger JL: A comparative study of conventional ligation and self-ligation brackets systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106 (1994), 472-480
90. 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* 15 (1993), 377-385
91. Sims APT, Waters NE, Birnie DJ: A comparison of the forces required to produce tooth movement ex-vivo through 3 types of pre-adjusted brackets when subjected to determined tip or torque values. *Br J Orthod* 21 (1994), 367–373
92. SL – Automatisierungstechnik GmbH: *Robotik Katalog* 2 (2004), 31
93. SmartClip Self-Ligating Appliance System, 3M Unitek Orthodontic Products, *Produktkatalog* 2006, 88

94. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA: Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod* 89 (1986), 485-491
95. Stolzenberg J: The Russell attachment and its improved advantages. *Int J Orthod Dent Child* 21 (1935), 837-840
96. Stolzenberg J: The efficiency of the Russell attachment. *Am J Orthod Oral Surg* 32 (1946), 572-582
97. Stoner MM: Force control in clinical practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 46 (1960), 163-168
98. Taylor NG, Ison K: Frictional resistance between orthodontic brackets and arch-wires in the buccal segments. *Angle Orthod* 66 (1996), 215-222
99. Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Torio D, D'Attilio M: Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod* 75 (2005), 1041-1045
100. Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Fest F: An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and arch-wire on frictional resistance. *Eur J Orthod* 29 (2007), 390-397
101. The Speed Appliance, Speed-System Orthodontic, [www.speedsystem.com](http://www.speedsystem.com)
102. 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* 20 (1998), 589-596

103. Thorstenson GA, Kusy RP: Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120 (2001), 361-370
104. 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 Othod Dentofac Othop* 121 (2002), 472-482
105. Thorstenson GA, Kusy RP: Effects of ligation type and method on the resistance to sliding of novel orthodontic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod* 73 (2003), 418-430
106. Tidy DC: Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 96 (1989), 249-254
107. Tselepis M, Brockhurst P, West VC: The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch-wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106 (1994), 131-138
108. Vaughan JL, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF: Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107 (1995), 20-27
109. Voudouris JC, Kuftinec MM, Bantleon HP, Muhs S, Peschek A: Selbstligierende Twin-Brackets (Teil II) – Klinische Anwendung. *Inf Orthod Kieferorthop* 35 (2003), 13-18
110. Wildman AJ, Hice TL, Lee IF, Strauch EC: Round Table - the Edgelok bracket, *J Clin Orthod* 6 (1972), 613-623

- 
111. Yamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y: A study of force application, amount of retarding force, and bracket width in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 109 (1996), 50-56

---

## 10 Danksagung

---

An erster Stelle möchte ich ganz besonders meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Drescher, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Westdeutschen Kieferklinik, bedanken für die freundliche Überlassung des Themas und die stets hilfreiche und intensive Betreuung. Er war mir zu jeder Zeit ein engagierter und geduldiger Doktorvater, dem ich für seine motivierende und professionelle Anleitung sowie für wertvolle Verbesserungsvorschläge zutiefst dankbar bin.

Nicht minder großer Dank gilt Herrn Dr. Fuck, ehemaliger Oberarzt der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Westdeutschen Kieferklinik, der mir eine große Unterstützung in allen Phasen der Entstehung dieser Arbeit und bei allen Fragen der statistischen Auswertung war.

Ein herzliches Dankeschön geht auch an Herrn Dipl.-Phys. Ralf Hönscheid für seine wertvolle unentbehrliche Hilfe bei allen technischen Fragen.

Des Weiteren gebührt mein Dank den übrigen Mitarbeitern der Poliklinik für Kieferorthopädie für das angenehme Arbeitsklima und ihr freundliches Entgegenkommen während den Friktionsmessungen.

Nicht zuletzt bedanke ich bei meinen Eltern, meinem Bruder Tansu und meiner Schwester Eda für ihre tägliche Unterstützung, die mir die Konzentration auf meine Dissertation erleichtert hat und für die Ermutigung, die ich durch sie bekam. Ich danke meiner lieben Freundin Gülsüm, die mich während der ganzen Studie mit sehr viel Geduld begleitete und auf diesem Wege zu dem Gelingen der Arbeit beitrug.

# 11 Curriculum Vitae

---

## Persönliche Angaben

Name: Güven Gürler  
Wohnort: Ricarda-Huch-Weg 3, 41469 Neuss  
Geburtsdatum: 08. Oktober 1982  
Geburtsort: Ankara (Türkei)  
Familienstand: ledig

## Schulbildung

1989 – 1993 Gebrüder Grimm Grundschule Neuss  
1993 – 1995 Hauptschule an der Gnadentaler Allee Neuss  
1995 – 2002 Janusz-Korczak-Gesamtschule Neuss  
Juni 2002 Allgemeine Hochschulreife mit der Note 1,0

## Hochschulausbildung

Oktober 2002 Studium der Zahnmedizin,  
Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf  
Oktober 2003 naturwissenschaftliche Vorprüfung mit der Note 2  
März 2005 zahnärztliches Physikum mit der Note 1  
Juni 2008 zahnärztliches Staatsexamen mit der Note 2  
Juli 2008 Approbation als Zahnarzt

## Tätigkeiten

Oktober 2008 Assistenzzahnarzt in einer allgemein Zahnärztlichen Praxis in  
Neuss

Neuss, 08.10.2008

Güven Gürler

## **Zusammenfassung**

### **(Abstract)**

In der orthodontischen Therapie sind Reibungsverluste bei der Verwendung von Multibracketapparaturen unvermeidbar. Neben der Friktion, die durch die Ligatur erzeugt wird, entstehen zusätzliche Reibungskräfte bei Vorliegen eines Winkelkonfliktes zwischen Bracket und Bogen. Passiv selbstligierenden Brackets wird ein besonders günstiges Friktionsverhalten zugeschrieben. Die vorliegende Arbeit sollte daher klären, inwieweit die Reibung zwischen Bracket und Bogen bei solchen Brackets tatsächlich vermindert ist. Hierzu wurden die Friktionskräfte selbstligierender Brackets verschiedener Hersteller und Slotgrößen mit denen herkömmlicher Straightwire-Brackets und Ligaturen verglichen. Dabei wurde zwischen der ligaturbedingten Friktion und der durch ein Kippmoment bedingten Friktion unterschieden, wie sie bei der bogengeführten translatorischen Bewegung eines Zahns auftritt. Die passiv selbstligierenden Brackets erzeugten kleinere ligaturbedingte Friktionskräfte als die konventionellen Brackets mit elastomeren Ligaturen oder festgezogenen Stahlligaturen. Wurde hingegen eine gelockerte Stahlligatur oder eine spezielle friktionslose elastomere Ligatur verwendet, waren die ligaturbedingten Friktionkräfte gleichermaßen klein. Bei Anliegen eines Kippmoments zwischen Bracket und Bogen zeigte sich jedoch, dass mit einem Straightwire-Bracket unter Verwendung einer geeigneten Ligatur stets kleinere Friktionskräfte auftraten als bei allen untersuchten selbstligierenden Brackets.