

**Materialtechnische Untersuchungen an selbstligierenden und
konventionellen Brackets mit verschiedenen Ligatursystemen zu
ihrem tribologischen Verhalten**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Alexandra Martha Szczupakowski

aus Stolp/Polen

2015

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. med. dent. Moritz Kebschull

Tag der Mündlichen Prüfung: 07.10.2015

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn

Direktor: Prof. Dr. med. dent. H. Stark

-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-

Prof. Dr. rer. nat. C. Bourauel

Meinen Eltern
Małgorzata & Zdzisław Szczupakowski
in Dankbarkeit für ihre Unterstützung und Liebe gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung und Literaturübersicht	7
1.1	Grundlagen der Biomechanik der Zahnbewegung.....	9
1.2	Reibung in der Multibrackettechnik.....	11
1.2.1	Bracketdesign	12
1.2.2	Drahtdimension.....	12
1.2.3	Drahtmaterial	13
1.2.4	Verschlussystem.....	14
2.	Fragestellung und Ziel der vorliegenden Untersuchung.....	19
3.	Material und Methode	20
3.1	Untersuchte Brackets.....	20
3.2	Untersuchte Ligaturen.....	25
3.3	Untersuchte Drahtbögen.....	26
3.4	Reibungsmessungen mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations- System (OMSS)	27
3.4.1	Versuchsaufbau.....	27
3.4.2	Versuchsdurchführung.....	29
3.4.3	Datenauswertung und Statistik	31
4.	Ergebnisse.....	34
4.1	Reibungswerte während der Eckzahnretraktion für die untersuchten Bracketsysteme im Vergleich mit vier verschiedenen Drahtbögen	34
4.1.1	Vierkantstahlbogen	34
4.1.2	Halbrunder/halbviereckiger Edelstahlbogen	37
4.1.3	Teflonbeschichteter NiTi-Vierkantbogen.....	39

4.1.4	Geflochtener NiTi-Bogen	41
4.1.5	Überblick.....	43
4.2	Vergleich der vier verwendeten Drahtbögen bezüglich der in den verschiedenen Bracketsystemen aufgetretenen Friktionswerte.....	44
4.2.1	Selbstligierende Brackets	44
4.2.2	Konventionelle Brackets	48
4.2.5	Überblick.....	51
5.	Diskussion	54
5.1	Diskussion der Methodik.....	54
5.1.1	Simulationsmessungen mit dem OMSS.....	54
5.1.2	Verwendete Materialien	56
5.2	Diskussion der Reibungswerte und Vergleich zur Literatur.....	58
5.2.1	Selbstligierende Brackets	57
5.2.2	Konventionelle Brackets	63
5.3	Klinische Schlussfolgerung.....	65
6.	Zusammenfassung	67
7.	Literaturverzeichnis.....	69
8.	Danksagung.....	84
9.	Lebenslauf	85

1. Einleitung und Literaturübersicht

Gegenstand der Lehre der Kieferorthopädie ist die Erforschung, Prophylaxe, Diagnostik und Therapie von dentoalveolären Anomalien sowie skelettalen Kieferanomalien und den damit im Zusammenhang stehenden Dysfunktionen. Bei der Wahl der Therapie wird zunächst zwischen herausnehmbaren und festsitzenden Apparaturen unterschieden. Dabei ist eine kontrollierte, körperliche Bewegung der Zähne in allen Dimensionen nur mit festsitzenden Apparaturen möglich. Die gängige festsitzende Apparatur ist die Multibracketapparatur, charakterisiert durch Brackets, Bänder und Bögen (Abb. 1). Die Multibracketapparatur folgt dem Grundprinzip, an jedem Zahn ein Bracket anzubringen, welches auch am Zahn ausgerichtet wird, unabhängig davon, ob dieser gekippt oder gedreht ist. Der sogenannte Bogendraht oder im Fachjargon kurz „Bogen“ genannt, ein dünner Metalldraht, wird an allen Brackets befestigt und dabei notwendigerweise deformiert (Straight-Wire-Technik).



Abb. 1: Klinisches Bild einer Multibracketapparatur. Auf den Zähnen erkennt man den Bracket-Bogen-Ligaturen-Komplex in Kombination mit einem grauen Herbstscharnier.

Durch das elastische Rückstellvermögen des Bogens wird eine Kraft auf die Zähne ausgeübt, die dazu führt, dass das Gewebe im Parodontalspalt im Bereich der Druckzone gestaucht und an dem jeweils gegenüberliegenden Bereich der Zugzone gestreckt wird. Es kommt in der Folge zu Umbauvorgängen, bei denen Osteoklasten in der Druckzone Knochen abbauen und Osteoblasten in der Zugzone Knochen anbauen (Wichelhaus und Eichenberg, 2013). Die Zähne können so dauerhaft in die neue gewünschte Position bewegt werden.

Im Gegensatz zu herausnehmbaren Apparaturen, die einen intermittierenden Charakter bei der Kraftapplikation während der Zahnbewegung haben, kommt es bei festsitzenden Apparaturen zu einer permanenten Krafteinwirkung, was mit einer zunehmenden Gefahr von Zahnlockerung, Schmerzensation, Wurzelresorption und Pulpareaktion einhergeht (Harzer, 2011). Ziel in der Weiterentwicklung von Elementen der Multibracketapparaturen ist daher unter anderem, den Einsatz von niedrigen, schonenden Kräften zu ermöglichen, bei gleichbleibend schnellen Behandlungsergebnissen. Dazu wird versucht, zwischen der applizierten Kraft und der wirkenden Kraft die Reibung zwischen den einzelnen Elementen der Multibracketapparatur als Einflussgröße zu reduzieren. Wird die Effizienz von Zahnbewegungen durch eine geringere Friktion verbessert, hat dies zudem eine deutlich verkürzte Behandlungszeit zur Folge (Eberting et al., 2001; Garino und Garino, 2004; Harradine, 2003; Voumouris et al., 2003). Dies resultiert in einer zunehmenden Zahl von orthodontischen Produkten, die mit der Bezeichnung „Low Friction“ oder in seltenen Fällen sogar „Friction Free“ beworben werden (Griffiths et al., 2005; Redlich et al., 2003).

Zu untersuchen ist in der Multibandtechnik, inwiefern neue Behandlungsbehelfe wirklich vorteilhaft sind. Als innovativ angepriesen und oft deutlich kostenintensiver in der Anschaffung, ist es wichtig ihr Funktionsprinzip zu verstehen, gegebenenfalls die Vorzüge in Frage zu stellen und wiederholt zu überprüfen. Ziel dieser Arbeit war daher, mit Hilfe materialtechnischer Untersuchungen an konventionellen Brackets mit einer Variation von drei Ligaturtypen und selbstligierenden Brackets in Kombination mit verschiedenen Drahtbögen das Reibungsverhalten während einer simulierten Zahnbewegung zu untersuchen. Denn für eine gute Behandlung ist die Kenntnis über die Materialien und die richtige Zusammenstellung eine Voraussetzung.

1.1 Grundlagen der Biomechanik der Zahnbewegung

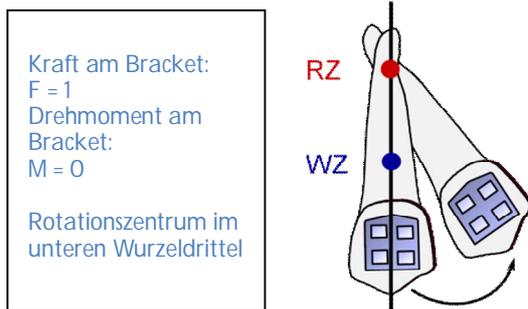
Die Mechanik ist ein Teilgebiet der Physik. Die Biomechanik wiederum ist ein Spezialgebiet, das mit physikalischen Methoden das Verhalten biologischer Systeme zu beschreiben versucht. Die Applikation von Kräften und Drehmomenten ist Grundlage einer jeden orthodontischen Zahnbewegung, unabhängig von der Form der Therapie. Die Durchführung einer körperlichen Zahnbewegung wird durch Multibracketapparaturen ermöglicht. Für die Vorhersage der eintretenden Zahnbewegung als Folge eines applizierten Kraftsystems gilt es, die einwirkende Kraft, als Differenz von applizierter Kraft und Friktion, den Kraftansatzpunkt, das Widerstandszentrum, das Rotationszentrum sowie den Zustand des Zahnhalteapparates zu berücksichtigen.

Das Widerstandszentrum ist definiert als der Punkt, durch den die Wirkungslinie einer Einzelkraft verlaufen muss, um eine Translationsbewegung zu bewirken (Burstone und Pryputniewicz, 1980). Da es sich bei einem Zahn um einen gestützten starren Körper handelt, entspricht sein Widerstandszentrum nicht dem Massenschwerpunkt, sondern ist wesentlich abhängig von der Wurzelform und -länge, der Anzahl der Wurzeln und der Beschaffenheit der umgebenden Gewebe. Bei einwurzeligen Zähnen mit intaktem Parodont liegt das Widerstandszentrum etwa am Übergang vom zervikalen zum mittleren Wurzeldrittel, für einen mehrwurzeligen Zahn liegt es interradikulär 1-2 mm apikal der Furkation (Burstone und Pryputniewicz, 1981; Kahl-Nieke, 2009). Jedoch ist das Widerstandszentrum eines Zahnes keine anatomisch fixe Größe, sondern variiert während der Zahnbewegung in geringem Maße, je nach Einwirkung der kieferorthopädischen Apparatur (Isaacson et al., 1993).

Die Lage des Rotationszentrums wird durch das effektive Kraftsystem im Widerstandszentrum als Verhältnis von im Bracket appliziertem Drehmoment zur applizierten Kraft bestimmt (Harzer, 2011). Sowohl theoretische als auch experimentelle Untersuchungen waren Grundsteine bei der Berechnung von Rotationszentren. Pionierarbeit leisteten hier Christiansen bereits 1969 sowie Burstone (1979a; 1979b), bzw. Pryputniewicz und Burstone (1979) mit ihren Arbeiten. Dass es neben einer applizierten Kraft auch zu einem Drehmoment kommt, liegt dem Kraftansatzpunkt zu Grunde, der wegen anatomischer Gegebenheiten im Bereich der Zahnkrone liegt und nicht am Widerstandszentrum, wo sich die Applikation kieferorthopädischer Apparaturen

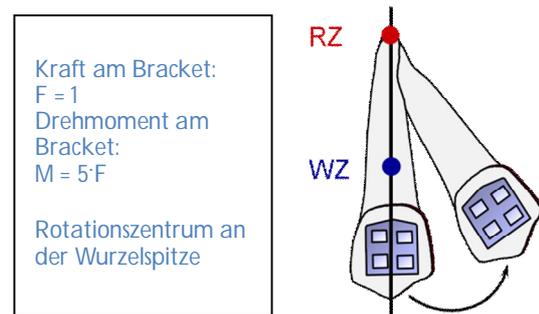
schwierig gestaltet. Die Kraft wirkt am Widerstandszentrum somit über einen Hebelarm in Form des Abstandes zwischen Kraftansatzpunkt und Widerstandszentrum. Das Produkt aus Kraft und Hebelarm wird als Drehmoment bezeichnet. Ist dieses sogenannte immanente Drehmoment nicht erwünscht, da die Bewegung einer Translation entsprechen soll, bedarf es eines therapeutischen Drehmomentes, um seine Wirkung aufzuheben (Kahl-Nieke, 2009).

2a) Unkontrollierte Kippung:



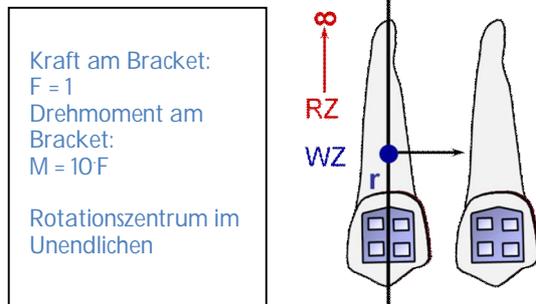
Kraftangriff 10 mm koronal des WZ,
 RZ 2 mm apikal WZ (M:F = 0:1)

2b) Kontrollierte Kippung:



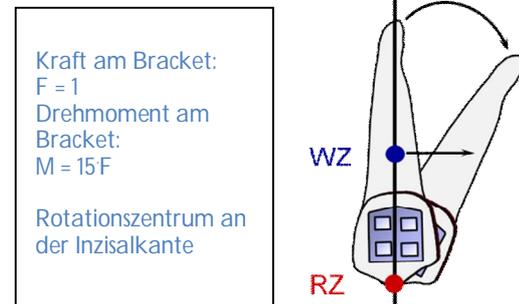
Kraftangriff 5-7 mm koronal des WZ,
 RZ im Apex (M:F = 5:1)

2c) Translation:



Kraft am WZ,
 RZ im Unendlichen (M:F = 10:1)

2d) Wurzelbewegung/Torque:



Kraft apikal WZ,
 RZ inzisal (M:F = 15:1)

Abb. 2a-d: Vier Grundbewegungen in der Kieferorthopädie: Unkontrollierte Kippung, kontrollierte Kippung, Translation und Wurzeltorque.
 F = Kraft, M = Drehmoment, RZ = Rotationszentrum, WZ = Widerstandszentrum.

Übergeordnet lassen sich in der Kieferorthopädie drei Arten von Zahnbewegungen beschreiben: die bereits erwähnte reine Translation, eine reine Rotation, für die immer ein Kräftepaar mit gleichem Betrag und gegenläufigem aber parallelem Kraftangriffspunkt benötigt wird und zuletzt eine Kombination aus Rotation und Translation, die zu Kippbewegungen oder Wurzelbewegungen führt (Smith und Burstone, 1985). Bei den Kippbewegungen wird zwischen kontrollierter und unkontrollierter Kippung

unterschieden. Hier liegt der Kraftansatzpunkt beide Male mit unterschiedlichem Abstand okklusal des Widerstandszentrums. Bei der kontrollierten Kippung liegt das Rotationszentrum im Apex, bei der unkontrollierten Kippung befindet es sich im unteren Wurzeldrittel. Bei einer reinen Wurzelbewegung, dem sogenannten Torque, liegt der Kraftansatzpunkt apikal des Widerstandszentrums und das Rotationszentrum befindet sich inzisal (Kahl-Nieke, 2009). Veranschaulicht werden die elementaren orthodontischen Bewegungen in den Abbildungen 2a-d.

Eine Eckzahnretraktion ist eines von zahlreichen Beispielen, bei der eine Multibracketapparatur indiziert ist. Durch den exzentrischen Kraftangriff an der Krone sowie durch den Spielraum des Bogens im Slot als Notwendigkeit für effektive Gleitmechanik, neigt der Zahn in Richtung einwirkender Kraft zu kippen und zu rotieren. Während eines ständigen Wechsels zwischen Kippung und Aufrichtung bzw. Rotation und Derotation gleitet das Bracket mit dem Zahn in die gewünschte Richtung (Schumacher et al., 1990b, 1993). Durch das nicht kontinuierliche, parallele Gleiten des Brackets entlang des Bogens verstärkt sich der Anpressdruck an den Anlagerungsflächen zwischen Bracket und Bogen und ein Teil der Bewegungsenergie geht so als Friktion verloren. Aufgrund der elastischen Eigenschaften des Bogens wirken zeitgleich Antikipp- und Antirotationsmomente auf den Zahn ein (Drescher et al., 1989a).

1.2 Reibung in der Multibrackettechnik

Reibung oder Friktion bildet einen Widerstand für die Zahnbewegung, wo immer Gleitmechanik zum Einsatz kommt. Zu verstehen, was Reibung ist und wie sie beeinflusst werden kann, ist daher von größter Bedeutung, um in der Praxis erfolgreich zu sein. Friktion als multifaktorielles Geschehen soll daher in den folgenden Abschnitten genauer betrachtet werden.

Der Begriff Tribologie stammt aus dem Griechischen und leitet sich ab von dem Ausdruck „tribei“ = reiben. Tribologie bedeutet also soviel wie Reibungslehre. Definiert wird die Reibung als ein durch die tangentielle Berührung zweier Gegenstände unter Bewegung entstehender Widerstand (Cacciafesta et al., 2003a). Pioniere in der Erforschung des Verständnisses von Reibung waren da Vinci und Coulomb. Bereits

1492 erkannte Leonardo da Vinci die Bedeutung der Oberflächenbeschaffenheit zweier sich berührender Flächen als Einflussfaktor für den Reibungswiderstand. Ebenso stellte er eine Proportionalität des Reibungswiderstandes zweier sich berührender Flächen zur Last fest. Die Reibung zwischen Bracket und Drahtbogen, beispielhaft für zwei sich berührende gleitende Flächen, ist somit direkt proportional zu der Kraft, mit der die Flächen aneinander gedrückt werden. In seinen Reibungsexperimenten untersuchte Coulomb dann 1785, welche Reibungskraft F_R zur Bewegung eines festen Körpers überwunden werden musste, indem er sie durch eine gleich große Gewichtskraft G bestimmte. Er bestätigte Leonardo da Vincis Beobachtungen, dass der Reibungswiderstand unabhängig von der Größe der Kontaktfläche ist, aber proportional zur Belastungs-Normalkraft und fasste die Ergebnisse seiner Experimente in einem Reibungsgesetz zusammen (Czichos und Habig, 2010).

Das Coulombsche Reibungsgesetz definiert die Friktionskraft F_R , wie folgt:

$$F_R = F_N \times \mu .$$

Dabei bezeichnet F_N die Normalkraft und μ den Reibungskoeffizienten. Der Reibungskoeffizient μ wird von den Materialien der sich berührenden Flächen bestimmt und stellt somit eine Materialkonstante da. In Abhängigkeit davon, ob im Speziellen die Gleit- oder Haftreibung untersucht werden soll, ist zu berücksichtigen, dass der Reibungskoeffizient der Haftreibung etwa doppelt so groß ist, wie der der Gleitreibung. Die Kraft, die benötigt wird, um einen Körper in Bewegung zu versetzen, entspricht der Haftreibung. Die Gleitreibung stellt die Kraft dar, die benötigt wird, um die Bewegung zu unterhalten. Andere Faktoren, wie die Gleitgeschwindigkeit, haben nur einen geringen Einfluss auf den Reibungskoeffizienten (Gamow, 1976). Die wichtigsten Einflussfaktoren auf die Reibung in der Multibandtechnik im Speziellen werden nachfolgend in diesem Kapitel näher besprochen.

1.2.1 Bracketdesign

Unter allen Parametern im Bracketdesign haben die Bracketbreite und die damit verbundene Angulation den größten Einfluss auf das Reibungsverhalten. Aktuellere Un-

tersuchungen bestätigen hier, dass sich die Friktion bei Einsatz breiter Brackets verringert (Bednar et al., 1991; Drescher et al., 1989a, 1989b, 1990; Garner et al., 1986; Husain und Kumar, 2011; Tidy, 1989), im Gegensatz zu früheren Annahmen, dass eine Abnahme der Bracketbreite ebenfalls zur Abnahme der Reibung führt (Frank und Nikolai, 1980). Erklären lässt sich dieser Zusammenhang in den aktuelleren Untersuchungen durch die Beobachtung, dass bei der bogengeführten Zahnbewegung eine Verringerung der Bracketbreite in einer schnelleren Angulation zwischen Draht und Bracket resultiert, die Kontaktkräfte an den Bracketflügeln steigen, was erhöhte Friktionswerte zur Folge hat (Bednar et al., 1991; Drescher et al., 1989b, 1990; Pizzoni et al., 1998; Schumacher et al., 1999; Thorstenson und Kusy, 2001; Tidy und Orth, 1989; Williams und Khalaf, 2013). Durch In-vitro-Versuche ließ sich schon 1970 zeigen, dass mit zunehmender Angulation des Bracketslots die Reibung ansteigt (Andreasen und Quevedo, 1970; Rajakulendran und Jones, 2006). In diesem Kontext kommt es zu der Empfehlung, die Slotlänge der Brackets nach dem Abstand der Nachbarbrackets zu wählen (Schlegel et al., 1989; Schlegel und Brunner, 1991).

1.2.2 Drahtdimension

Die wichtigsten Parameter der Drahtdimension für das Reibungsverhalten sind die Größe des Drahtdurchmessers sowie die geometrische Form des Drahtes. Dabei nimmt die Friktion deutlich mit der Größe des Drahtdurchmessers zu (Andreasen und Quevedo, 1970; Angolkar et al., 1990; Bednar et al., 1991; Cacciafesta et al., 2003a,b; Drescher et al., 1989a; Frank und Nikolai, 1980; Husain und Kumar, 2011; Kahlon et al., 2010; Kapila et al., 1990; Kumar et al., 2014; Ogata et al., 1996; Peterson et al., 1982; Rozzi et al 2010; Schumacher et al., 1990a; Tecco et al., 2005; Thomas et al., 1998; Vaughan et al, 1995; Vinay et al., 2014; Voudouris et al., 2010; Williams und Khalaf, 2013). Tidy (1989) hingegen gelangte zu dem Ergebnis, dass der Einfluss der Bogendimension auf die Friktion nur wenig relevant ist.

In einigen wenigen Studien kamen die Autoren zu dem Schluss, dass je kleiner der Bogendurchmesser, desto mehr Reibungswiderstand vorhanden ist (Baker und Nieberg, 1987; Ireland et al., 1991). Dies lässt sich wahrscheinlich durch die Neigung der Zähne, bei kleineren Drahtbögen zu kippen, erklären. Für die Form des Draht-

querschnittes gilt, dass rechteckige Führungsbögen zu einem größeren Kraftverlust durch Reibung führen als vergleichbare runde Führungsbögen (Angolkar et al., 1990; Ogata et al., 1996; Pizzoni et al., 1998; Taylor und Ison, 1996; Thomas et al., 1998). Trotzdem haben die rechteckigen Führungsbögen auch ihre Legitimation in der Anwendung immer da, wo eine Kontrolle in allen drei Ebenen von besonders großer Bedeutung ist, wohingegen runde Führungsbögen dies nur in zwei Ebenen vermögen (Garner et al., 1986). Ein weiterer Vorteil ist, dass die eingestellte Zahnposition aus der Nivellierungsphase sich durch die Verwendung von rechteckigen Bögen besser stabilisieren lässt (Schumacher et al., 1991). Dabei verhält sich die Friktion etwa proportional zum vertikalen Drahtdurchmesser (Andreasen und Quevedo, 1970; Downing et al., 1994; Drescher et al., 1989b; Frank und Nikolai, 1980; Vaughan et al., 1995). Im Hinblick auf den Reibungswiderstand in aktiven selbstligierenden Brackets sprachen Budd et al. (2008) und Oliver et al. (2011) in ihren Studien der Tiefe, also der bukkolingualen Dicke, des Drahtbogens einen größeren Einfluss zu als dessen Höhe.

1.2.3 Drahtmaterial

Die in der Kieferorthopädie am häufigsten verwendeten orthodontischen Drahtbögen beinhalten Legierungen aus Edelstahl, Nickel-Titan, β -Titan (Synonym: Titan-Molybdän) sowie Kobalt-Chrom. Einer der wichtigsten Parameter für die Reibungseigenschaften der Legierungen ist die Oberflächenqualität der Drahtbögen: Je rauer die Oberfläche eines Drahtbogens ist, desto größer ist die entstehende Friktion (Drescher et al., 1989b, 1990). Nach Hartel et al. (1992) besitzen Stahlbögen die glatteste Oberfläche. Diese These wurde auch in einer Reihe von weiteren Studien durch überlegen niedrige Friktionswerte gegenüber Nickel-Titan- bzw. β -Titan-Bögen bestätigt (Angolkar et al., 1990; Bazakidou et al., 1997; Drescher et al., 1989, 1990; Frank und Nikolai, 1980; Garner et al., 1986; Ireland et al., 1991; Krishnan et al., 2009; Leite et al., 2014; Montasser et al., 2014; Nair et al., 2012; Nishio et al., 2004; Pliska et al., 2011; Pratten et al., 1990; Rozzi et al. 2010; Schumacher et al., 1991; Thomas et al., 1998; Tidy, 1989). Andere Studien konnten hingegen keinen Unterschied in den Reibungswerten zwischen Stahl- und Nickel-Titan-Drähten feststellen (Cacciafesta et al., 2003a, 2003b). Widersprüchlicherweise kamen Guerrero et al. (2010) bei ihren

Untersuchungen sogar zu dem Ergebnis, dass Nickel-Titan-Bögen weniger Friktion produzierten als Stahlbögen.

Kusy und Stevens (1987) ordneten die verschiedenen Drahtbögen entsprechend ihrer Rauheit in ansteigender Reihenfolge, wie folgt: Stahldraht, β -Titandraht und Nickel-Titan-Draht. Eine neuere Studie hingegen kam mittels Rasterelektronenmikroskopie zu dem Ergebnis, dass Nickel-Titan-Draht eine geringere Rauheit als β -Titandraht aufweist (Monteiro et al., 2014). Bourauel et al. (1998) zeigten mit elf verschiedenen Nickel-Titan-Bögen, dass die Oberflächenvergütung hier stark schwankt, was die zuvor anscheinend widersprüchlichen Ergebnisse erklärt. Eine Vielzahl von Untersuchungen kam zu Ergebnissen mit äußerst hohen Friktionswerten für β -Titan-Drähte und im Vergleich geringen für Stahldrähte (Angolkar et al., 1990; Cacciafesta et al., 2003a, 2003b; Downing et al., 1994; Drescher et al., 1989a, 1990; Frank und Nikolai, 1980; Garner, 1986; Kapila et al., 1990; Krishnan et al., 2009; Kusy und Whitley, 1990; Pizzoni et al., 1998; Schumacher et al., 1991; Tecco et al., 2005; Tidy, 1989; Vinay et al., 2014). Der Vergleich von Nickel-Titan-Drähten und β -Titan-Drähten führte zu nicht immer einheitlichen Ergebnissen, was auf die große Varianz der Oberflächenrauheit von Nickel-Titan-Drähten zurückzuführen ist. Während einige Autoren ein günstigeres Friktionsverhalten von Nickel-Titan-Drähten beschreiben (Ireland et al., 1991; Kusy und Whitley, 1990; Loftus et al., 1999; Nishio et al., 2004), gibt es auch Ergebnisse mit niedrigeren Friktionswerten für β -Titan-Drähte gegenüber Nickel-Titan-Drähten (Bazakidou et al., 1997).

1.2.4 Verschlussystem

Die Ligatur hat einen großen Einfluss auf das Ausmaß der Friktion (Schumacher et al., 1990a; 1992). Während ursprünglich die Fixierung des Bogens im Slot immer mit einer externen Ligatur erfolgte, gibt es mittlerweile auch zahlreiche integrierte Verschlussformen in sogenannten selbstligierenden Brackets. Bei den selbstligierenden Brackets erfolgt eine Einteilung in die Kategorien passiv und aktiv bzw. interaktiv, je nach Kraftausübung des Verschlussystems auf den Bogen. Bei der aktiven Form übt ein Federelement der Namensgebung entsprechend aktiv Kraft auf den Bogen aus, wenn dessen Durchmesser ausreichend groß ist. Bei der passiven Form ver-

schließt ein Schieber in Form eines Deckels den Slot und hält den Bogen so ausschließlich passiv im Slot.

Gerade bei vorhandener Passivität, wurden solche selbstligierenden Brackets mitunter mit dem Ziel entwickelt, niedrigere Friktionswerte bei der Gleitmechanik am Bogen zu erreichen als jegliche Form von externer Ligatur. Unter den verschiedenen externen Formen der Ligaturen unterscheidet man übergeordnet zunächst zwischen Drahtligaturen und elastischen Gummiligaturen. Letztere werden weiterhin in herkömmliche elastische Ligaturen, sogenannte Elastics, und modifizierte elastische Ligaturen unterteilt. In der Literatur taucht oft als Bezeichnung für die modifizierten elastischen Ligaturen die Umschreibung „nicht konventionelle Ligaturen (nonconventional ligatures)“ auf (Baccetti und Franchi, 2006; Dholakia und Bhat, 2012; Franchi et al., 2009; Galvao et al., 2013). Stahlligaturen sind weniger friktionsauslösend als herkömmliche elastische Ligaturen unter Berücksichtigung eines adäquaten Applikationsmodus bei gewünschter Gleitmechanik. Zu beachten ist dabei eine notwendige Rückrotation der Stahlligaturen um ca. 90° bis 180°, die aus Empfehlungen zahlreicher Studien hervorgeht (Hain et al., 2003; Kahlon et al. 2010; Mendes et al., 2014; Schumacher et al., 1990a; Taylor und Ison, 1996). Die Ergebnisse von Cordasco et al. (2009), wie auch von Edwards et al. (1995) wiesen keinen Unterschied zwischen Stahlligaturen und herkömmlichen elastischen Ligaturen auf, was möglicherweise an der Varianz einer individuell festen bzw. lockeren Applikation der Stahlligaturen eines jeden Behandlers liegt. Bei fehlender Lockerung führen die Stahlligaturen jedoch zu größeren Friktionswerten als die herkömmlichen elastischen Ligaturen (Leite et al., 2014).

Bereits 1980 zeigten Frank und Nikolai auf, dass mit zunehmendem Ligaturendruck die Friktionswerte ansteigen. Neuere Untersuchungen, die das Friktionsverhalten von herkömmlichen und modifizierten elastischen Ligaturen vergleichen, zeigten mehrheitlich einen geringeren Kraftverlust durch Friktion für die modifizierten elastischen Ligaturen (Baccetti und Franchi, 2006; Camporesi et al., 2007; Condo et al., 2013; Franchi et al. 2007, 2009; Galvao et al., 2013; Gandini et al., 2008; Hain et al., 2003; Jones und Ben Bihi, 2009, Kahlon et al., 2010; Mendes et al., 2014; Voudouris et al., 2010). Dholakia und Bhat (2012) konnten in ihren Untersuchungen jedoch keine Präferenz für eine Form der elastischen Ligaturen aussprechen. Einige Autoren hinge-

gen berichteten sogar davon, dass modifizierte elastische Ligaturen ähnlich gute Friktionsergebnisse wie passive selbstligierende Brackets erzielten und mit Ihren niedrigen Friktionswerten somit eine gute Alternative zu diesen darstellen (Franchi et al., 2009; Gandini et al., 2008). Hain et al. (2003) und Voudouris et al. (2010) untersuchten Formen von modifizierten elastischen Ligaturen, die sogar weniger Friktion verursachten als passive und aktive selbstligierende Brackets.

Große Einstimmigkeit unabhängig vom Versuchsaufbau oder den verwendeten Materialien bestand jedoch darin, dass selbstligierende Brackets zu wesentlich niedrigeren Friktionswerten führen als eine Ligierung mit Elastics (Cordasco et al., 2009; Griffiths et al., 2005; Hain et al., 2003; Jakob et al., 2014; Khambay et al. 2004; Kumar et al., 2014; Monteiro et al., 2014; Pliska et al., 2014; Rozzi et al., 2010; Shivapuja und Berger, 1994; Thomas et al., 1998; Voudouris et al., 2010). Einige Studien sprechen ebenfalls von einer Überlegenheit der selbstligierenden Brackets gegenüber Stahlligaturen (Cordasco et al., 2009; Khambay et al. 2004; Rozzi et al., 2010; Shivapuja und Berger, 1994; Thorstenson und Kusy, 2001). Was den Vergleich von modifizierten elastischen Ligaturen und gelockerten Stahlligaturen angeht, so weisen Untersuchungen eine Überlegenheit der Stahlligaturen mit niedrigeren Friktionswerten auf (Hain et al., 2003; Husain und Kumar, 2011; Kahlon et al., 2010; Mendes et al., 2014; Vinay et al., 2014).

Kahlon et al. (2010) ordneten nach ihren Untersuchungen externe und integrierte Verschlussformen entsprechend ihrem Friktionsverhalten. Die niedrigsten Werte erreichten dabei an erster Stelle die gelockerten Stahlligaturen sowie die passiv selbstligierenden Brackets, an zweiter Stelle die modifizierten elastischen Ligaturen, gefolgt von den herkömmlichen elastischen Ligaturen an dritter Stelle mit den höchsten Werten. Uneinheitlich war das Bild der aktiven selbstligierenden Brackets, welche bei kleinerem Bogendurchmesser niedrigere Friktionswerte als die modifizierten elastischen Ligaturen zeigten, ihnen jedoch bei zunehmendem Bogendurchmesser unterlegen waren. Dieses Ergebnis stimmte mit dem interaktiven Charakter, der oft einfach als aktiv bezeichneten, selbstligierenden Brackets überein, bei denen ihre aktive Eigenschaft im Verschlussmechanismus erst bei einer definierten Bogengröße wirksam wird.

Der Modus der Selbstligierung scheint bei der Vorhersage des Reibungsverhaltens selbstligierender orthodontischer Brackets unter Gleitmechanik für viele Autoren die primäre Variable zu sein. In ihren Ergebnissen demonstrierten sie, dass passive selbstligierende Brackets einen niedrigeren Reibungswiderstand zeigen als aktive selbstligierende Brackets (Budd et al., 2008; Kahlon et al., 2010; Kumar et al. 2014; Oliver et al., 2011; Pizzoni et al., 1998; Rozzi et al., 2010; Thomas et al., 1998).

Mittlerweile ist eine große Zahl an kieferorthopädischen Produkten auf dem Markt vorhanden, welche rasant wächst und mit neuen Entwicklungen eine zunehmende Variation der Produkte bewirkt. Die dadurch wachsende Uneinheitlichkeit in Material, Form und dem gesamten Design von angebotenen Bracketsystemen, Drahtbögen und Ligaturen erfordert, dass neu eingeführte Produkte immer untersucht werden, um einen Verlust der applizierten Kräfte durch Reibung zu verhindern. Insgesamt können die Untersuchungen über Reibungskräfte so einen Beitrag leisten zur Orientierung für den klinischen Einsatz von bereits umfangreich im klinischen Gebrauch vorhandenen Produkten und neu entwickelten Produkten im Vergleich sowie über ihre Kompatibilität in Kombination miteinander.

2. Fragestellung und Ziel der vorliegenden Untersuchung

In der Literatur finden sich zahlreiche Veröffentlichungen, die sich mit der Problematik der reduzierten effektiv wirksamen Kraft, im Vergleich zur orthodontisch applizierten Kraft, bei der bogengeführten Zahnbewegung aufgrund von Friktion beschäftigen. Die Auslösung von Friktion in der kieferorthopädischen Biomechanik ist dabei immer ein multifaktorielles Geschehen, das auch bei angenommener optimaler Materialauswahl nicht vollkommen zu vermeiden ist. Ausgeschlossen werden sollte jedoch, dass durch nicht adäquate Materialauswahl unverhältnismäßig große Friktion zwischen Bracket und Bogen entsteht, welche die gewünschte Bewegung des Zahnes ausbleiben oder stark verzögern lässt. Neben dem wesentlichen Einfluss von Bracket und Bogen auf die Reibung, ist auch die Ligierungstechnik als wichtiger friktionsauslösender Faktor zu berücksichtigen. Dies wurde in den letzten Jahren durch die Entwicklung verschiedener selbstligierender Brackets und neuer modifizierter elastischer Ligaturen getan, die eine friktionssenkende Wirkung haben sollen. Aufgrund der Vielzahl von neuen, weiterentwickelten, vor allem selbstligierenden Brackets, Bögen und externen Ligatursystemen, ist es immer wieder erforderlich, sich Kenntnisse über ihr Friktionsverhalten in vitro zu verschaffen, um sich anhand dieser in der Praxis orientieren zu können. Der Inhalt dieser Untersuchung befasst sich daher mit einigen ausgewählten selbstligierenden Brackets sowie zum Vergleich mit einzelnen Standard-Edgewise-Brackets und neuen wie alten externen Ligatursystemen als Referenz.

Im Einzelnen sollen dabei die folgenden Fragen beantwortet werden:

1. Wie verhalten sich selbstligierende Brackets im Vergleich zu Standard-Edgewise-Brackets bezüglich des Friktionsausmaßes?
2. Wie groß fällt die Friktion bei passiv und aktiv selbstligierenden Brackets im Vergleich aus?
3. Welche Unterschiede existieren in den verschiedenen Drahtbogen/Bracket-Kombinationen? Gibt es eine bestimmte Drahtbogen/Bracket-Kombination mit besonders niedrigen bzw. hohen Friktionswerten?
4. Wie groß ist die Friktion bei Applikation unterschiedlicher Ligaturen auf Standard-Edgewise-Brackets untereinander im Vergleich sowie mit den selbstligierenden Brackets?

3. Material und Methode

Für die Herstellung von Brackets wird Metall, Keramik oder Kunststoff verwendet, zum Teil auch eine Kombination dieser Materialien. Die Kontur der Bracketbasis ist der anatomischen Form der entsprechenden Zähne angepasst, so dass sie bei der Applikation für einen idealen Halt möglichst kongruent zur Zahnoberfläche positioniert werden kann. Zwei gegenüberliegende Bracketflügel, zervikal und inzisal gelegen, setzen an der Bracketbasis an und bilden zusammen eine Führungsrinne für den Bogen, welche als Bracketslot bezeichnet wird. Durch einen integrierten Verschlussmechanismus, eine Ligatur aus Gummi oder eine Ligatur aus Draht wird der Bogen im Bracketslot befestigt. Bei einem Lückenschluss mittels Eckzahnretraktion wird ein friktionsarmes Gleiten angestrebt; das Verschlusssystem kann je nach gewünschter Zahnbewegung eine Verschiebung entlang des Bogens zulassen oder gezielt unterbinden.

3.1 Untersuchte Brackets

Die Auswahl der Brackets für diese Studie umfasste sechs selbstligierende Oberkiefer-Eckzahnbrackets mit unterschiedlichen Verschlussmechanismen, davon stellten drei passive Verschlusssysteme und drei aktive Verschlusssysteme dar. Zum Vergleich wurden ebenfalls drei konventionelle Brackets mitgetestet. Untersucht wurden selbstligierende Brackets der Firmen 3M Unitek, Forestadent[®], GAC, ODS, Ormco, Speed System[™] und konventionelle Brackets der Firmen GAC, ODS und Dentaurum. Die selbstligierenden Brackets sind der Tabelle 1 zu entnehmen.

Tab. 1: Zusammenstellung der sechs untersuchten selbstligierenden Brackets.

Bracketsystem	Verschlussart	Bogenarretierung	Hersteller
Carriere SL	Schieber	passiv	ODS
Clarity [™] SL	Klammern	passiv	3M Unitek
Damon3	Schieber	passiv	Ormco
In-Ovation [®] C	Klappe	aktiv	GAC
Speed Appliance	Klappe	aktiv	Speed System [™]
QuickKlear [®]	Klappe	aktiv	Forestadent [®]

Das Bracket Clarity™ SL stellt unter den insgesamt sechs zur Anwendung gekommenen selbstligierenden Brackets das einzige Bracket mit Klammern als Verschlussmechanismus dar (Abb. 3); bewegliche Verschlussriegel oder -klappen sind hier nicht vorhanden. Es ist ein passives System im Twin-Bracket-Design, welches aus einem Keramik-Körper mit eingelegtem Metallslot zur Verstärkung besteht, sowie zwei Nickel-Titan-Klammern jeweils am Ende des Slots, welche sich automatisch bei einer ausreichend großen Krafteinwirkung durch den Bogen öffnen und schließen. Zur einfacheren Handhabung gibt es zu diesem Bracketsystem ein dazugehöriges Spezialinstrument. Durch die beiden sehr schmalen Klammern wurden die hier verwendeten zahnfarbenen beschichteten Bögen (BioCosmetic®, Forestadent®) in der Untersuchung häufig bereits beim Einligieren an der empfindlichen Beschichtung aus Teflon durch Kratzer beschädigt.



Abb. 3: Das Bracket Clarity™ SL von 3M Unitek mit Klammer-Verschlussystem.

Bei den übrigen fünf selbstligierenden Brackets erfolgt die Arretierung des Bogens im Slot mithilfe eines beweglichen Verschlusses mit der Unterscheidung zwischen passiven (Carriere SL, Damon3) und aktiven (In-Ovation® C, QuickKlear®, Speed Appliance) Verschlussystemen. Bei den passiven Systemen verschließt der Schieber oder Deckel den Slot und bewirkt so den sicheren Halt des Bogens. Der Schieber / Deckel ist starr und das Einrasten rigide. Da bei passiven Brackets der Slot somit zum Röhrrchen wird, erfolgt keine Forcierung des Kontaktes zum Bogen durch den Deckel. Hierzu zählen das Bracket Carriere SL (Abb. 4a) der Firma ODS und das Bracket Damon3 der Firma Ormco (Abb. 4b). Während das Bracket Carriere SL

komplett aus Metall geformt ist, bestehen die Bracketbasis sowie Teile des Bracketkörpers mit Ausnahme des Edelstahlslots und -schiebers beim Bracket Damon 3 aus Kunststoff. Das Damon 3-Bracket stellt somit das einzige Kunststoffbracket in der gesamten Untersuchung dar.

4a) Carriere SL



4b) Damon3



Abb. 4a und **4b**: Passiv selbstligierende Brackets mit Schieber als Verschlusssystem.

Bei den interaktiven, oft auch einfach als aktiv bezeichneten, selbstligierenden Brackets wirkt eine Klemme als Federelement und drückt somit auf den Bogen bei ausreichend großem Bogenquerschnitt. Diese Federelemente werden in der Regel aus Kobalt-Chrom- oder Nickel-Titan-Legierungen gefertigt (Ludwig et al., 2009). Das Aktivieren des Federelements erfolgt sowohl beim Bracket In-Ovation[®] C der Firma GAC (Abb. 5a), wie auch beim Bracket Quicklear[®] der Firma Forestadent[®] (Abb. 5b) und beim Bracket Speed Appliance der Firma Speed (5c) durch einen Schiebemechanismus. Das In-Ovation[®] C- und das Quicklear[®]-Bracket bestehen beide aus Keramik mit einem elastischen Kobalt-Chrom-Verschluss, wobei die Verriegelungsfeder beim Bracket In-Ovation[®] C rhodiniert und beim Bracket Quicklear[®] mattiert gestaltet ist, für ein unauffälligeres und somit ästhetischeres Aussehen. Das Bracket Speed Appliance hingegen besteht komplett aus Metall mit einem elastischen Nickel-Titan-Federelement als Verschlusssystem. Es wurde erstmals 1980 als erstes aktives selbstligierendes Bracket eingeführt und zuvor von Dr. G. Herbert Hanson entwickelt. Die Bezeichnung ist als Akronym zu verstehen und steht für Spring Loaded Precision Edgewise Energy Delivery.

5a) In-Ovation® C



5b) QuickKlear®



5c) Speed Appliance



Abb. 5a-c: Aktiv (interaktiv) selbstligierende Brackets mit Klappe als Verschlussssystem.

Zum Vergleich wurden folgende drei konventionelle Standard-Edgewise-Brackets getestet: das Contour-Bracket der Firma ODS, das Discovery®-Bracket der Firma Dentaforum und das Mystique MB-Bracket der Firma GAC. Die verwendeten konventionellen Brackettypen sind in Tabelle 2 aufgeführt.

Tab. 2: Zusammenstellung der drei untersuchten konventionellen Brackets.

Bracket	Material	Hersteller
Contour	Keramik	ODS
Discovery®	Metall	Dentaforum
Mystique MB	Keramik	GAC

Alle Brackets weisen ein Zwillingsdesign auf und sind aus einem Stück hergestellt. Sie unterscheiden sich jedoch einmal hinsichtlich der Materialzusammensetzung, Metall oder Keramik, sowie auch bezüglich des Herstellungsverfahrens. Das Bracket Contour (Abb. 6a) wird mittels der sogenannten Ceramic Injection Molding-Technologie hergestellt, kurz CIM; das Bracket Discovery[®] (Abb. 6b) wird in einem ähnlichen Prozess hergestellt, das entsprechend als Metal Injection Molding bezeichnet wird, kurz MIM-Verfahren. Keramik- oder Metallpulver wird hierzu in einem Spritzgussprozess mithilfe eines Binders verarbeitet. Das Keramikbracket Mystique MB (Abb. 6c) wird hingegen aus einem Stück gefräst und verfügt zur Reduktion der Friktion über einen Glasslot.

6a) Contour

6b) Discovery[®]-B

6c) Mystique MB



Abb. 6a-c: Konventionelle Standard-Edgewise-Brackets mit Klappe als Verschluss-system.

3.2 Untersuchte Ligaturen

Drei verschiedene Ligaturen wurden zum Einligieren der Bögen bei den konventionellen Brackets getestet, um den Einfluss der Ligatur auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen zu ermitteln. Sie werden in Tabelle 3 in einer Übersicht gezeigt.

Tab. 3: Übersicht der drei zur Anwendung gekommenen Ligaturen.

Ligatur	Applikationsart	Hersteller	Überbegriff
Dentalastics®	Ohne Vordehnung	Dentaurum	Elasticligatur
Remanium®, vorgeformte Ligatur	Mit Rückrotation um 90° - 180°	Dentaurum	Stahlligatur
Slide™	Ohne Vordehnung	Leone®	Slide™-Ligatur (modifizierte Ligatur)

Zum einen wurden kurze, weiche, vorgeformte Stahlligaturen mit Namen Remanium® der Firma Dentaurum mit einem Durchmesser von 0,25 mm (Abb. 7, links) verwendet, die nach dem Ligieren stets um ca. 90 ° - 180 ° wieder gelockert wurden. Dieser Applikationsmechanismus wird bei Stahlligaturen bereits 1990 zur Vermeidung einer für die Zahnbewegung zu großen Friktionsauslösung empfohlen (Schumacher et al., 1990a). Zum anderen wurden herkömmliche elastische Ligaturen (Ø 1,3 mm) mit dem Namen Dentalastics®, oft auch kurz als Elastics bezeichnet, ebenfalls der Firma Dentaurum eingesetzt (Abb. 7, mittig). Vor Applikation der herkömmlichen elastischen Ligaturen hat keine Vordehnung stattgefunden. Des Weiteren wurden als modifizierte elastische Ligaturen die Slide™-Ligaturen der Firma Leone® (Abb. 7, rechts) zum Vergleich verwendet. Diese Ligatur besteht aus zwei Polyurethanringen, die sich um die Bracketflügel legen und verfügt zudem über einen medialen Polyurethankörper, der sich als Steg über den Bracketkörper legt, so dass der Bogen nicht in den Slot gepresst wird. Vergleichbar mit selbstligierenden passiven Brackets soll der Bogen so ohne aktive Druckausübung nur im Slot gehalten werden, wobei weiterhin die Verwendung von konventionellen Standard-Edgewise-Brackets ermöglicht wird.

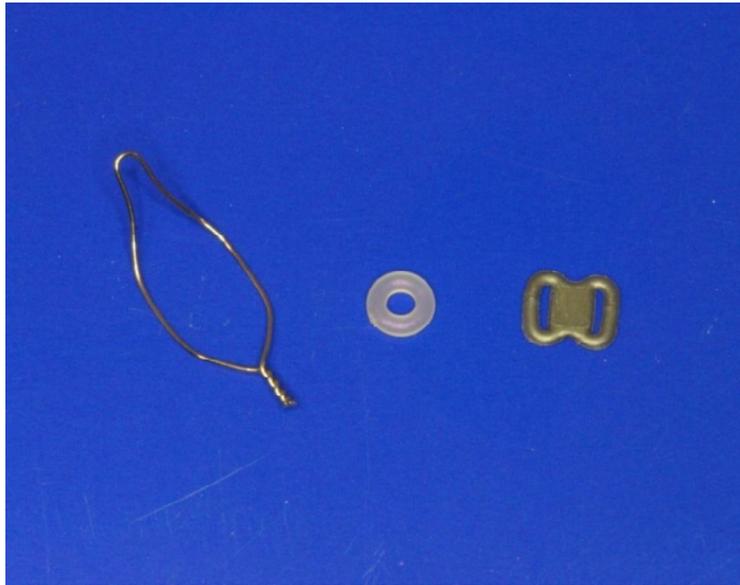


Abb. 7: Verwendete Ligaturen: Slide™-Ligatur, Elasticligatur, Stahlligatur (von links nach rechts).

3.3 Untersuchte Drahtbögen

Die Reibungsmessungen in der Studie erfolgten entsprechend der Slothöhe 0,022“ (0,56mm) mit zwei rechteckigen Bögen mit einem Querschnitt von 0,018“ x 0,025“ (0,46 mm x 0,64 mm) und zwei runden Bögen mit einem Durchmesser von 0,018“ (0,46 mm). Bei den Vierkantbögen kamen federharte Edelstahlbögen (Remanium®, Dentaurum) und mit Polytetrafluorethylen (PTFE), auch bekannt unter dem Namen Teflon, beschichtete Nickel-Titan-Bögen (BioCosmetic®, Forestadent®) zum Einsatz. Als Rundbögen wurden mehrsträngige koaxiale Nickel-Titanbögen (Supercable, Speed) und Edelstahl-Bögen (D-Wire™, Speed) verwendet. Letztere sind jedoch nicht klassisch rund, sondern zeigen das sie kennzeichnende “D-Drahtprofil“. Diese halbrunden/halbvierreckigen Bögen sollen so eine möglichst hohe Steuerungskontrolle bei der Gleitmechanik erlauben. Diese vier Bögen wurden mit allen konventionellen und selbstligierenden Brackets getestet. Für jedes Attachment und jeden Messdurchgang wurde dabei ein neuer Draht genutzt. Eine Übersicht der verwendeten Bögen ist in der Tabelle 4 gezeigt.

Tab. 4: Zusammenstellung der vier verwendeten Bögen.

Bogen	Material	Durchmesser	Hersteller
BioCosmetic®	Nickel-Titan mit Teflonmantel	0,018"x0,025" / viereckig	Forestadent®
D-Wire™	Edelstahl	0,018"x0,018" / halbrund/halbviereckig	Speed
Remanium®	Edelstahl	0,018"x0,025" / viereckig	Dentaurum
Supercable	Nickel-Titan	0,018" x 0,018"/ rund (verseilt)	Speed

3.4 Reibungsmessungen mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS)

Der Messaufbau im Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS) für Reibungsuntersuchungen wurde bereits in zahlreichen wissenschaftlichen Publikationen geschildert und wird daher im Folgenden nur kurz erläutert.

3.4.1 Versuchsaufbau

Die Reibungsuntersuchungen wurden in Form von simulierten Zahnbewegungen, in diesem Fall einer Eckzahnretraktion, mithilfe des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems durchgeführt (Bourauel et al., 1992; Husmann et al., 2002; Schumacher et al., 1991, 1999). Das Konzept des OMSS basiert auf dem von Burstone und Koenig (1974) eingeführten Zweizahnmodell. Es besteht aus zwei Messtischen, die mithilfe je eines rechnergesteuerten und motorenbetriebenen Verstelltisches im Raum unabhängig voneinander bewegt werden können, entsprechend aller sechs Freiheitsgrade. Jeder Messtisch verfügt zudem über einen Drehmoment/Kraft-Sensor. Die angreifenden Kraftsysteme an jedem der beiden Sensoren werden erfasst, indem die Kräfte und Drehmomente in allen Achsen (x, y, z) gleichzeitig gemessen werden, woraufhin ein mathematisches Modell dynamisch in der Lage ist, eine resultierende Zahnbewegung zu berechnen.

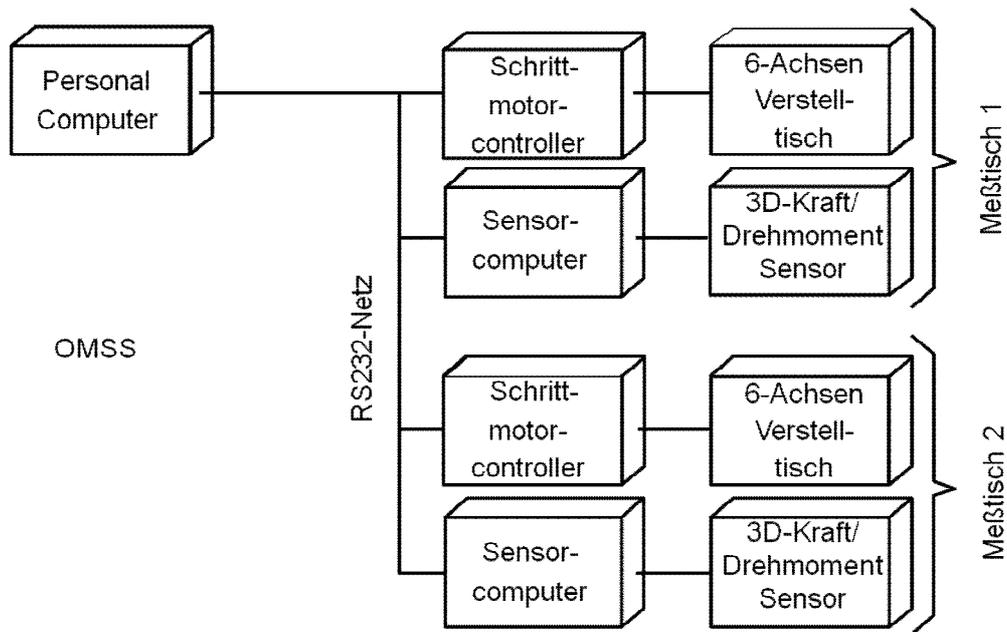


Abb. 8: Schematische Darstellung des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (OMSS). Die Steuerung des Systems erfolgt durch das auf dem Personal-Computer ablaufende Messprogramm „OMSS“. Die beiden Messtische haben jeweils einen sensorischen und einen motorischen Systembestandteil.

Diese Bewegung wird in 200 kleine Teilschritte zerlegt und vom Positionierungstisch ausgeführt. Die Anzahl der Schritte kann zuvor individuell als Grenzwert eingegeben werden. Während der Wiederholung der 200 Simulationsschritte pro Messung, erfolgt eine erneute Messung des Kraftsystems nach jeder Positionsänderung. Im Rahmen der Reibungsmessungen wird für die Simulation der Zahnbewegung nur ein Verstelltisch genutzt. Hier wird an einem Ausleger des Sensors das Eckzahnbracket mit Hilfe eines Adapters und Schrauben befestigt. Es entspricht dem zu retrahierenden Zahn. Die Position des Widerstandszentrums geht als wesentliche Komponente in die Berechnung der Zahnbewegung ein. So wird das Widerstandszentrum für jeden Zahn individuell am OMSS eingegeben.

Die Position des Widerstandszentrums wurde anhand der typischen Geometrie eines Eckzahnes in okklusaler Ansicht mit einem Abstand von 5,5 mm und in bukkaler Ansicht mit einem Abstand von 10 mm zum Bracket eingestellt (Poppe et al., 2002). Am zweiten Messtisch wurde lediglich der Sensor benötigt, um die durch eine Nickel-Titan-Zugfeder angreifende Kraft zu ermitteln. Die Nickel-Titan-Zugfeder wurde als Mittel zur Kraftausübung gewählt, um eine größtmögliche Konstanz der orthodontischen Kraft über eine große Distalisationsstrecke zu ermöglichen. Zu Beginn jeder

Messung wurde die Feder so weit gedehnt, bis sich eine Kraft von etwa 1 N für die Eckzahnretraktion einstellte. Dieser Wert (ca. 1N/cm² Wurzeloberfläche) wird auch in der klinischen Praxis als Maximum angestrebt, um Schäden der Zähne und des umgebenden Halteapparates zu vermeiden (Kahl-Nieke, 2009).

3.4.2 Versuchsdurchführung

Zu Beginn der Messungen wurde ein Oberkiefer-Frasaco-Modell-Duplikat hergestellt. Es wurde fachgerecht mit einem Bracketsystem beklebt sowie mit Aussparungen an den Positionen 13 und 14 für die Eckzahnretraktion ausgestattet. Daraufhin wurde es mit zum Sensor parallel ausgerichteter Zahnreihe/Bogen so in das OMSS eingeschraubt, dass das über den Ausleger am Sensor befestigte Bracket den Platz des Eckzahnes mit ebenfalls parallelem Slotverlauf einnehmen konnte und beim darauffolgenden Einligieren ohne Spannungen integriert war. Nach Möglichkeit sollten nun kaum Kräfte auf den Bogen wirken. Durch computergestützte Steuerung des Positionierendes erfolgte anschließend eine Feinjustierung, so dass in dieser Einstellung das gemessene Kraftsystem möglichst gegen Null ging.

Bei den Standard-Edgewise-Brackets wurden alternierend nun eine herkömmliche elastische Ligatur, eine modifizierte elastische Ligatur und eine Stahlligatur angebracht. Letztere wurde jedoch nicht straff angebracht, sondern für die nötige Bewegungsfreiheit am Bogen um ca. 90°-180° gelockert (Schumacher et al., 1990a). Bei den selbstligierenden Brackets wurde der Verschlussmechanismus zum Einligieren des Bogens betätigt. Nun wurde die NiTi-Zugfeder mit dem Bracket und dem Ausleger des zweiten Sensors verbunden und die Simulation gestartet.

Während der Simulation wurden von den beiden Sensoren die am Bracket des simulierten Zahnes angreifende Kraft und die mittels Nickel-Titan-Zugfeder orthodontisch zum Einsatz gebrachte Kraft gemessen. Die Differenz dieser beiden Kräfte gibt dann den reibungsbedingten Kraftverlust für die jeweilige Bracket/Drahtbogen/(Ligatur)-Kombination wieder. Der friktionsbedingte Kraftverlust wird während der Messung für jeden der 200 Simulationsschritte bestimmt. Für jede Bracket/Drahtbogen/(Ligatur)-Kombination wurden fünf Einzelmessungen durchgeführt mit jeweils wechselnden

Brackets, Bögen und wenn vorhanden Ligaturen, um durch den Materialaustausch und die Wiederholung sowohl Materialungenauigkeiten in der Herstellung zu berücksichtigen, als auch eventuelle Anwendungsfehler zu erkennen. Die Simulation wurde beendet, wenn entweder die 200 Simulationsschritte absolviert wurden, die gesamte Retraktionsstrecke von etwa 10 mm durchlaufen wurde oder keine Bewegung mehr ausgeführt werden konnte, da Kraftsystemkomponenten eine bestimmte Schwelle überschritten hatten. Aus fünf Einzelmessungen wurden die Mittelwerte und deren Standardabweichungen berechnet.

9a) Beginn der Simulation



9b) Ende der Simulation

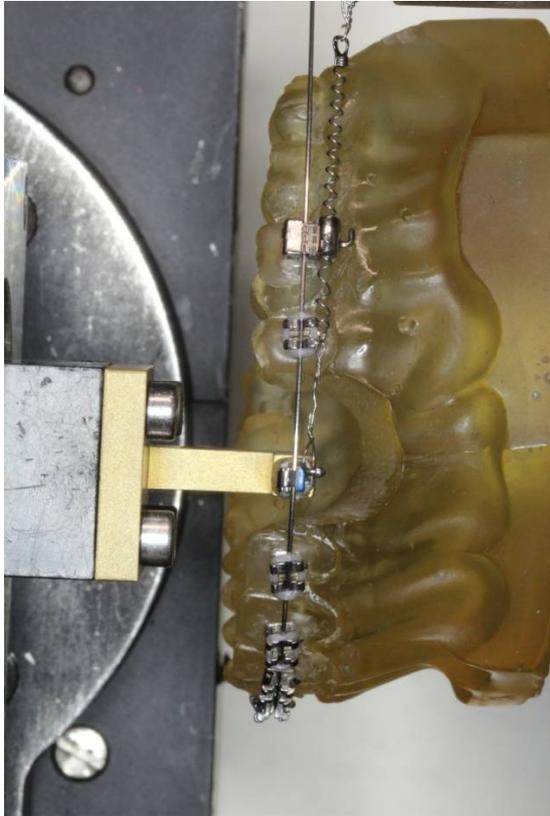


Abb. 9a und **9b**: Aufnahme der Grundeinstellung zu Versuchsbeginn (9a) und am Ende der simulierten Zahnbewegung (9b) im OMSS mit einem flexiblen Nickel-Titan-Bogen (Supercable der Firma Speed) in einem Speed Appliance-Bracket.

Die Abbildungen 9 und 10 zeigen den Versuchsaufbau im OMSS für die Reibungsmessungen. Links im Bild ist das am Sensor 1 über einen goldfarbenen Metalladapter befestigte Eckzahnbracket, das am Bogen geführt wird sowie rechts im Bild das Oberkiefer-Frasaco-Modell-Duplikat mit frontaler Sicht auf den ersten Quadranten, dargestellt. In Abbildung 9 ist die Messung eines flexiblen und in Abbildung 10 eines rigiden Bogens zu sehen. Das linke Bild zeigt jeweils das Bracket mit geschlossener

Verschlusskappe und einligiertem Bogen in Startposition vor Beginn der simulierten Zahnbewegung und das rechte Bild am Ende.

10a) Beginn der Simulation



10b) Ende der Simulation



Abb. 10a und **10b**: Aufnahme der Grundeinstellung zu Versuchsbeginn (10a) und am Ende der simulierten Zahnbewegung (10b) im OMSS mit einem rigiden Edelstahl-Bogen (Remanium® der Firma Dentauro) in einem Speed Appliance-Bracket.

3.4.3 Datenauswertung und Statistik

Der friktionsbedingte Kraftverlust wurde bestimmt, indem aus den durch das OMSS ermittelten Daten der eingesetzten Kraft (F_2) und der am Zahn wirksamen Kraft (F_1) die Differenz gebildet wurde. Der Wert dieser Differenz, der den Kraftverlust in Folge der Reibung wiedergibt, wurde in Prozent dargestellt und nach folgender Formel berechnet:

$$\text{Reibungsverlust [in \% von } F_2] = [(F_2 - F_1) / F_2] \times 100 \text{ \%}.$$

Die Bestimmung der Reibungsverluste wurde mithilfe des Tabellenkalkulationsprogramms Excel durch automatisierte Anwendung dieser Formel für alle 200 Simulationsschritte pro Messung vorgenommen. Anschließend erfolgte jedoch eine manuelle Selektion aller Werte ohne deutlich erkennbare Friktion zu Beginn der Messung, wo es noch zu keiner nennenswerten Anlagerung des Bogens an das Bracket oder die Ligatur kam. Diese Werte wurden für die weiteren Berechnungen herausgenommen. Die Anlagerung der einzelnen Elemente des Bogen/Bracket/(Ligaturen)-System erfolgt erst im Verlauf der Eckzahnretraktion durch zunehmende Kippung des Zahnes. Die Werte, die aus dem gelegentlichen Freirütteln des Brackets resultierten und somit keine Reibung zeigten, sind ebenfalls kein Bestandteil der weiteren Berechnungen (Pfeile in Abb. 4). Eine Grafik mit je all den 200 Werten pro Messung diente als Übersicht und Orientierungshilfe zur schnellen Selektion der reibungsrelevanten Werte. Ein Beispiel für eine solche Grafik ist Abbildung 11 zu entnehmen.

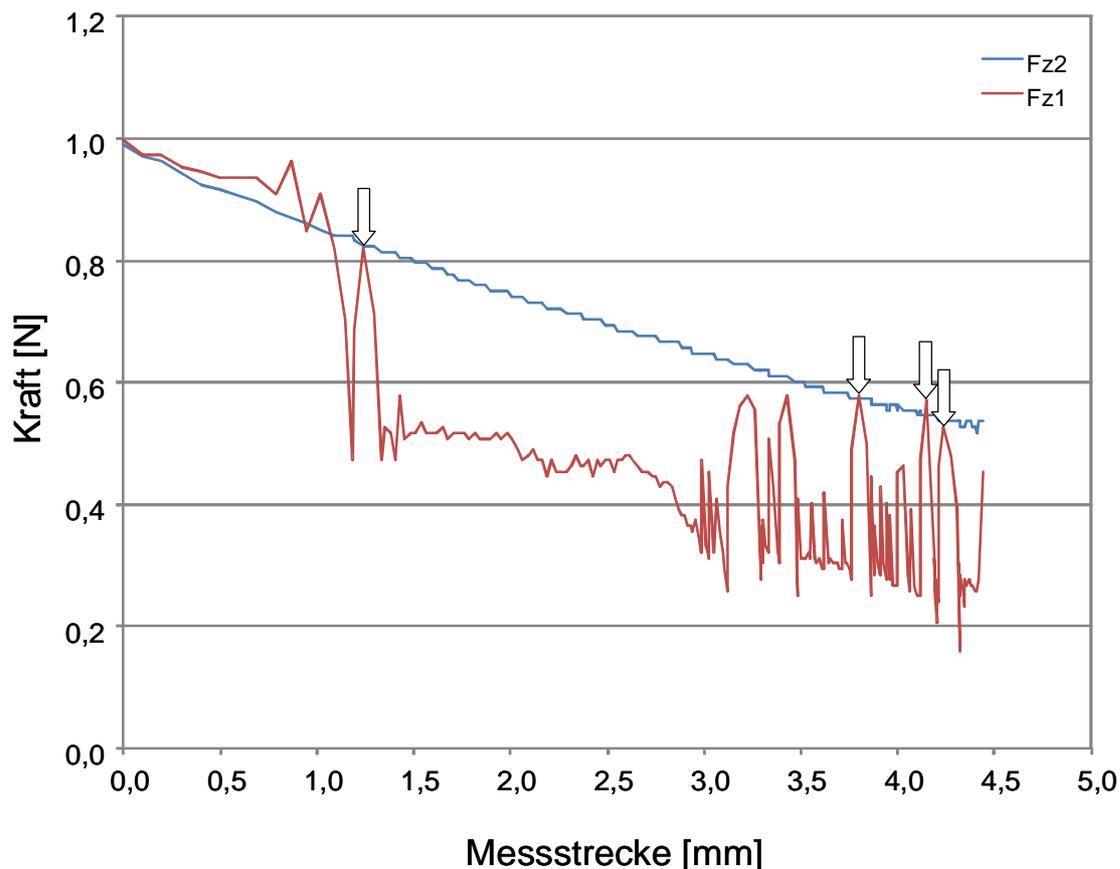


Abb. 11: Graphische Darstellung einer Reibungsmessung im OMSS. Die blaue Linie zeigt die eingesetzte Kraft, während die rote Linie, die nach Reibung am Zahn wirkende Kraft wiedergibt. Die Pfeile deuten an, wo sich das Bracket freirüttelt hat.

Für jede Messung wurden ein Mittelwert und eine Standardabweichung aus den gewählten Werten gebildet. So ergaben sie jeweils fünf Mittelwerte und fünf Standardabweichungen, da für jede Bracket/Bogen/(Ligatur)-Kombination fünf Messungen durchgeführt wurden. Diese Werte dienten dann als Basis für die Berechnung der gewichteten Mittelwerte, wodurch Mittelwerte mit einer größeren Standardabweichung, relativ weniger berücksichtigt wurden. Die Formel zur Berechnung eines gewichteten Mittelwertes lautet wie folgt:

$$\bar{x} = \frac{\sum \frac{x_i}{\sigma_i^2}}{\sum \frac{1}{\sigma_i^2}} \quad .$$

Zudem wurde jeweils der Fehler des gewichteten Mittelwertes nach folgender Formel berechnet:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{\sum \frac{1}{\sigma_i^2}}} \quad .$$

Für jede Bracket/Bogen/(Ligatur)-Kombination ergibt sich so ein gewichteter Mittelwert und dessen Fehler. Eine Darstellung dieser Komponenten erfolgte graphisch mittels eines Säulendiagrammes, um die Ergebnisse optisch einprägsamer vergleichen zu können.

Mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests wurden alle Ergebnisse zudem auf Normalverteilung getestet und anschließend gruppenweise mittels Welch-Tests, einem abgewandelten t-Test, auf statistisch signifikante Unterschiede geprüft. Obwohl das Ergebnis des Chi-Quadrat-Tests keine Normalverteilung ergab, konnte aufgrund von hinreichend großen Proben von mehr als 30 bei den weiteren Berechnungen weiterhin von Normalverteilung ausgegangen werden. Bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ wurden die Differenzen als signifikant angesehen. Die Signifikanzen wurden abschließend in Tabellen aufgelistet.

4. Ergebnisse

Die Ergebnisse der Reibungsmessungen während der Eckzahnretraktion der verschiedenen Bracket/Drahtbogen-Kombinationen werden mit jeweils wechselndem Ligatursystem für die konventionellen Brackets und die selbstligierenden Brackets graphisch dargestellt und miteinander verglichen. Säulendiagramme geben dabei einen Überblick über den in Folge von Reibung jeweils auftretenden Kraftverlust während der Zahnbewegung bezogen auf die orthodontisch applizierte Kraft mit graphischer Darstellung des dazugehörigen Fehlers. In allen Säulendiagrammen sind die gewichteten Mittelwerte als prozentuale Angaben bezogen auf die angelegte Kraft dargestellt. Die Y-Achse gibt die Friktionswerte in % an. Auf der X-Achse sind im ersten Teil zum Vergleich der Bracketsysteme die untersuchten Brackets und gegebenenfalls die jeweilige Ligaturform aufgeführt. Die Überschrift zeigt den verwendeten Bogen an. Im zweiten Teil sind die untersuchten Brackets und alle untersuchten Drahtbögen nebeneinander für ein Bracketsystem zum Vergleich auf der X-Achse aufgeführt. Die Überschrift gibt die Aufteilung der Bracketsysteme in passiv und aktiv bei den selbstligierenden Brackets und nach Ligaturform bei den konventionellen Brackets wieder.

4.1 Reibungswerte während der Eckzahnretraktion für die untersuchten Bracketsysteme im Vergleich mit vier verschiedenen Drahtbögen

4.1.1 Vierkantstahlbogen

Die Abbildung 12 zeigt die Kraftverluste in Folge von Reibung für die sechs selbstligierenden Brackets und die drei konventionellen Brackets in Kombination mit den jeweils drei bereits genannten Ligaturformen unter Führung am Vierkantstahlbogen (Remanium[®], Dentaurum).

Bei der Untersuchung der Reibung am Beispiel des Remanium[®]-Bogens zeigte das konventionelle Bracket Contour in Kombination mit einer Elasticligatur mit einem Friktionswert von 80 % das schlechteste Ergebnis. Insgesamt wiesen alle drei konventionellen Brackets (Contour, Discovery, Mystique MB) mit dieser Ligaturform die

höchsten Friktionswerte im Bereich von 63 % bis 80 % auf. Im Gegensatz dazu ergaben sich bei Verwendung von Stahlligaturen oder den Slide™-Ligaturen annähernd gleich große Friktionswerte, die mit 35 % bis 46 % in etwa nur halb so groß sind wie bei der Elasticligatur. Diese beiden Ligatursysteme unterschieden sich für je ein konventionelles Bracketsystem nicht signifikant voneinander (Tab. 5).

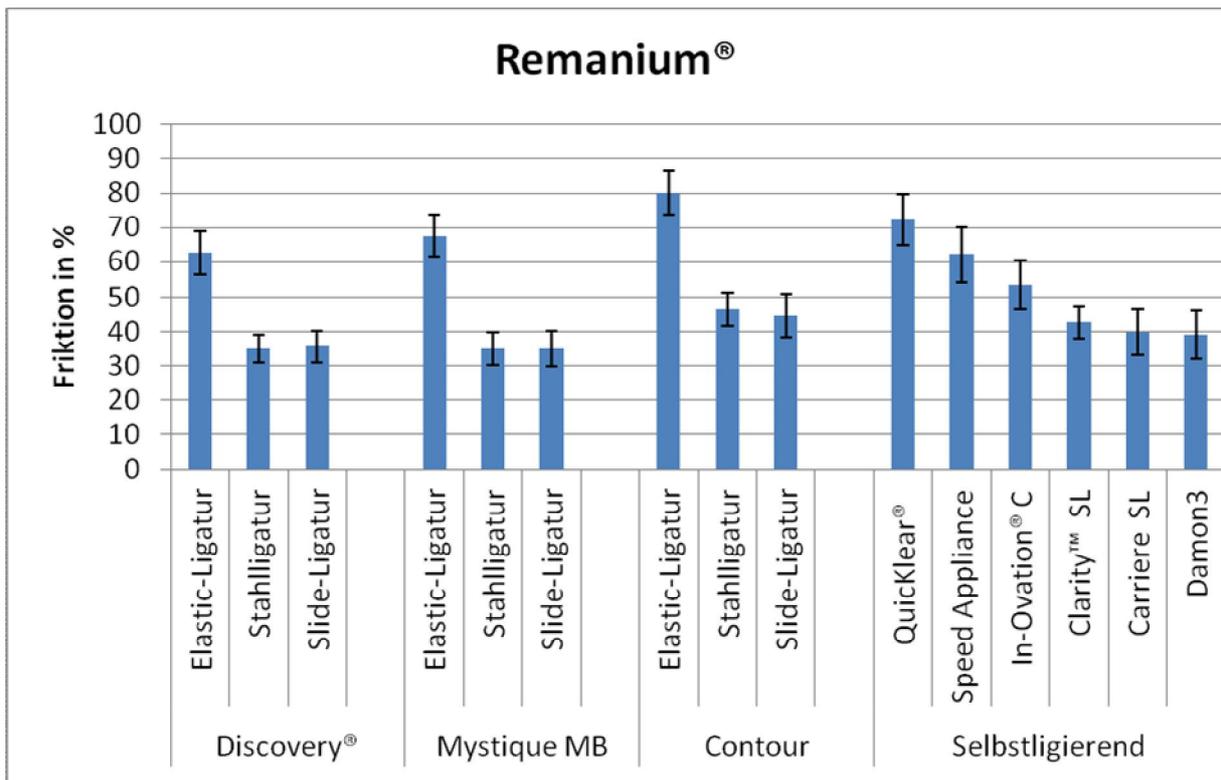


Abb. 12: Grafische Darstellung der Friktionswerte der untersuchten Brackets in %, die während der simulierten Eckzahnretraktion am Remanium®-Bogen im OMSS ermittelt wurden.

Auch bei den aktiv selbstligierenden Brackets In-Ovation® C, Speed Appliance und QuickClear® ergaben sich Friktionswerte im höheren Bereich mit 53 % bis 72 %, während die drei passiv selbstligierenden Brackets (Carriere SL, Clarity™ SL, Damon3) ähnlich gute Ergebnisse erzielten wie die Slide™- und Stahlligaturen mit Werten von 39 % bis 43 % für die Friktion. Zwischen allen passiven Bracketsystemen ließ sich kein signifikanter Unterschied erkennen. Die passiven Bracketsysteme unterschieden sich im Vergleich zu den stahlligierten sowie zu den Slide™-ligierten Bracketsystemen ebenfalls überwiegend nicht signifikant (Tab. 5).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei der Wahl eines Vierkantstahlbogens (Remanium®) die Verwendung von konventionellen Brackets in Kombination mit

4.1.2 Halbrunder/halbvieredriger Edelstahlbogen

Die Abbildung 13 zeigt jeweils die Kraftverluste in Folge von Reibung für die sechs selbstligierenden Brackets und die drei konventionellen Brackets in Kombination mit den jeweils drei bereits genannten Ligaturformen unter Führung am halbrunden/halbvieredrigeren Edelstahlbogen (D-Wire™, Speed).

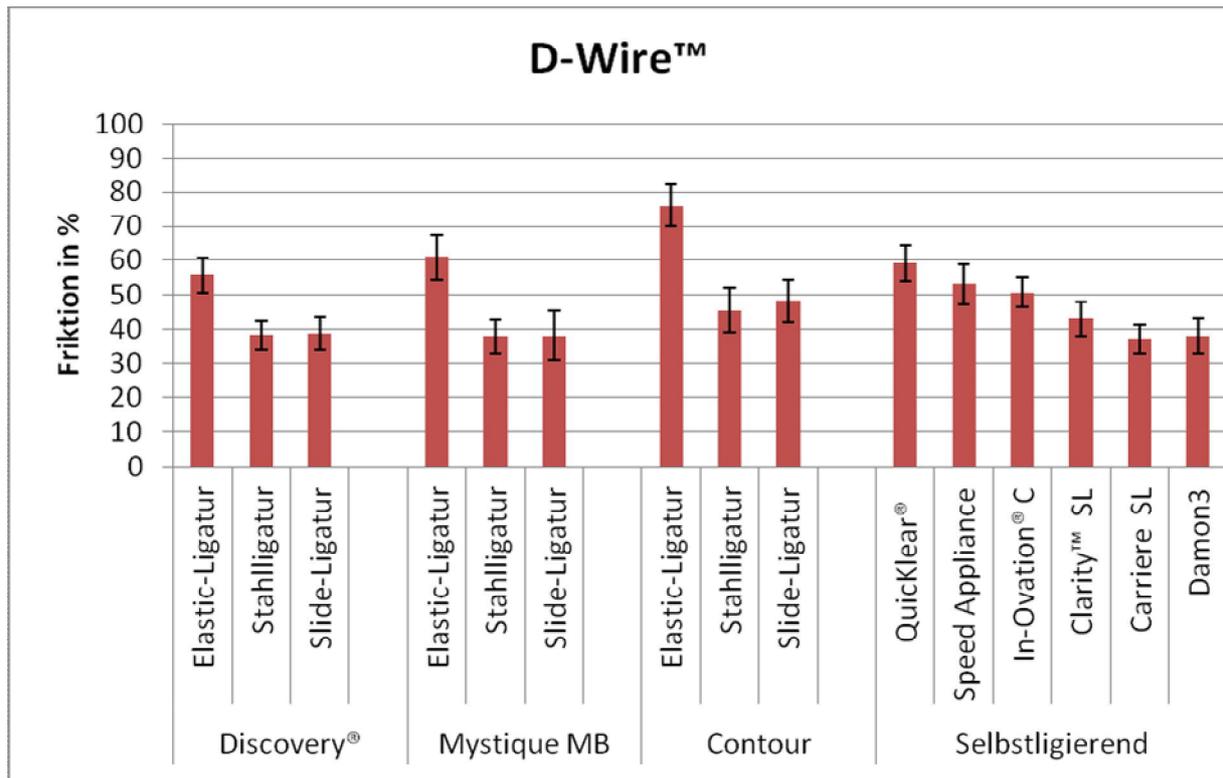


Abb. 13: Grafische Darstellung der Friktionswerte der untersuchten Brackets in %, die während der simulierten Eckzahnretraktion am D-Wire™-Bogen im OMSS ermittelt wurden.

Bei den Reibungsmessungen am D-Wire™-Bogen zeigte das Bracket Contour erneut in Kombination mit einer Elasticligatur den höchsten Friktionswert mit 76 %. Wieder erreichten die Stahlligaturen und die Slide™-Ligaturen deutlich bessere Ergebnisse als die Elasticligaturen. Bei den konventionellen Brackets in Kombination mit der Elasticligatur ergaben sich Werte zwischen 56 % und 76 % für die Friktion. Bei den Messungen mit Stahlligaturen und die Slide™-Ligaturen wurden Friktionswerte von 38 % bis 48 % erzielt. Mit 51 % bis 59 % Friktion für aktiv selbstligierende Brackets sind die Ergebnisse durchschnittlich besser als die der Elasticligaturen, liegen jedoch im Vergleich zu den übrigen Ligaturformen und den passiven selbstligierenden Brackets mit Werten zwischen 37 % und 43 % weiterhin im höheren Friktionsbereich.

Zusammenfassend lässt sich ebenfalls für den halbrunden/halbviereckigen Edelstahlbogen (D-Wire™) sagen, dass den konventionellen Brackets in Kombination mit Stahlligaturen oder den Slide™-Ligaturen und den passiv selbstligierenden Brackets gegenüber den aktiv selbstligierenden Brackets und Elasticligaturen der Vorzug gelassen werden sollte, wenn niedrige Friktionswerte angestrebt sind.

4.1.3 Teflonbeschichteter NiTi-Vierkantbogen

Die Abbildung 14 zeigt jeweils die Kraftverluste in Folge von Reibung für die sechs selbstligierenden Brackets und die drei konventionellen Brackets in Kombination mit den jeweils drei bereits genannten Ligaturformen unter Führung am teflonbeschichteten NiTi-Vierkantbogen (BioCosmetic®, Forestadent).

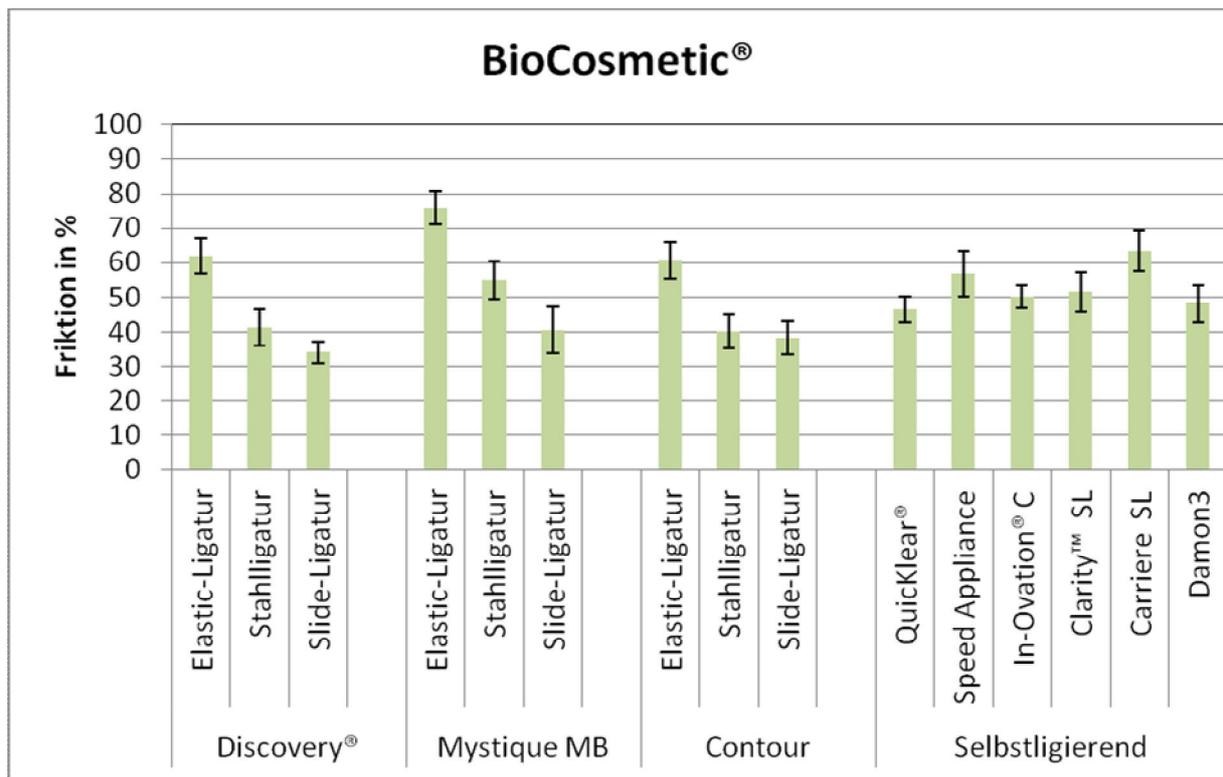


Abb. 14: Grafische Darstellung der Friktionswerte der untersuchten Brackets in %, die während der simulierten Eckzahnretraktion am BioCosmetic®-Bogen im OMSS ermittelt wurden.

Unter Verwendung des BioCosmetic®-Drahtbogens lässt sich in Abb. 14 erkennen, dass die Stahlligaturen und insbesondere die Slide™-Ligaturen bei allen konventionellen Brackets (Contour, Discovery, Mystique MB) am Besten abschnitten, mit Friktion

voneinander unterschieden. Bei allen konventionellen Brackets in Kombination mit Elastics resultierten jedoch weiterhin auch beim BioCosmetic®-Drahtbogen die schlechtesten Ergebnisse mit Werten in einem hohen Bereich zwischen 61 % und 76 %. Den größten Kraftverlust mit einem Wert von 76 % für die Friktion zeigte dabei das Bracket Mystique MB.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass beim teflonbeschichteten NiTi-Vierkantbogen (BioCosmetic®) sich lediglich die Verwendung von Elasticligaturen bei konventionellen Brackets negativ mit hohen Friktionswerten von bis zu 76 % von den anderen Reibungsergebnissen abhebt. Bei den selbstligierenden Brackets sowie bei den Stahlligaturen kann es zu einem Kraftverlust durch Friktion in einem Bereich von 50 % plus/minus ca. 10 % kommen. Insbesondere mit den Slide™-Ligaturen ließen sich Werte für die Friktion von nicht mehr als 40 % erreichen. Die Slide™-Ligaturen zeigten durchgehend gute Werte mit geringen Unterschieden, unabhängig vom Brackettyp, so dass sich die Reibungswerte der verschiedenen Bracketssysteme nicht signifikant unterschieden.

4.1.4 Geflochtener NiTi-Bogen

Die Abbildung 15 zeigt jeweils die Kraftverluste in Folge von Reibung für die fünf selbstligierenden Brackets und die drei konventionellen Brackets in Kombination mit den jeweils drei bereits genannten Ligaturformen unter Führung am geflochtenen Nickel-Titan-Bogen (Supercable, Speed).

Bei den Messungen am Supercable-Bogen zeigte, wie schon beim teflonbeschichteten NiTi-Bogen, das Bracket Mystique MB in Kombination mit einer Elasticligatur den höchsten Friktionswert mit 83 %. Auch generell zeigte diese Ligatur mit konventionellen Brackets ähnlich hohe Werte. Genauso schlechte Ergebnisse mit etwa 80 % Friktion erreichten die konventionellen Brackets mit Stahlligaturen. Der statistische Vergleich zeigte ebenfalls, dass sich die Friktionswerte bei Verwendung von Elasticligaturen und Stahlligaturen nicht signifikant voneinander unterschieden. Lediglich mit den Slide™-Ligaturen befanden sich die Friktionswerte für die konventionellen Brackets in einem recht niedrigen Bereich von etwa 15 % bis 20 %. Dieses Ergebnis

wurde nur noch durch die selbstligierenden Brackets übertroffen, mit Friktionswerten von unter 10 % und einem Bestwert von nahezu 2 % für das Bracket In-Ovation® C.

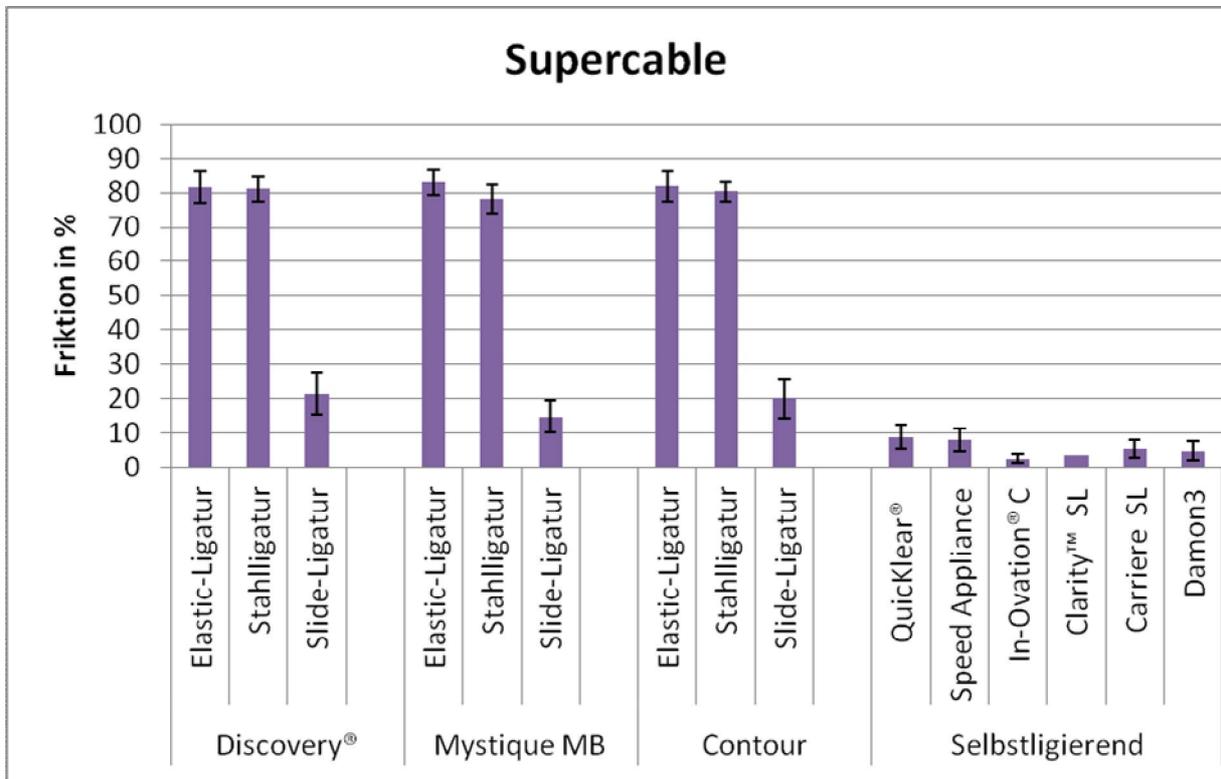


Abb. 15: Grafische Darstellung der Friktionswerte der untersuchten Brackets in %, die während der simulierten Eckzahnretraktion am Supercable-Bogen im OMSS ermittelt wurden.

Eine eindeutige Überlegenheit von aktiv oder passiv selbstligierenden Brackets bezüglich ihres Friktionsverhaltens konnte auch beim Supercable-Bogen nicht festgestellt werden. Die Ergebnisse der selbstligierenden Brackets unterschieden sich überwiegend nicht signifikant voneinander.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass beim Supercable-Bogen die selbstligierenden Brackets mit wesentlich niedrigeren Friktionswerten den konventionellen Brackets eindeutig überlegen sind. Einzig die Slide™-Ligatur stellte noch eine akzeptable Alternative zu den selbstligierenden Brackets bei den konventionellen Brackets dar, um einen geringen Kraftverlust durch Reibung zu erreichen.

Tab. 8: Ergebnisse des t-Tests in besonderer Form des Welch-Tests zum Vergleich der Friktionsergebnisse der untersuchten Bracketssysteme am Supercable-Bogen, * = signifikant ($p < 0,05$).

Supercable		Discovery®			Mystique MB			Contour			Selbstligierend					
		Elasticligatur	Stahlligatur	Slide™-Ligatur	Elasticligatur	Stahlligatur	Slide™-Ligatur	Elasticligatur	Stahlligatur	Slide™-Ligatur	QuicKlear®	Speed Appliance	In-Ovation® C	Clarity™ SL	Carriere SL	Damon3
Discovery®	Elasticligatur			*			*			*	*	*	*	*	*	*
	Stahlligatur			*			*			*	*	*	*	*	*	*
	Slide™-Ligatur				*	*		*	*		*	*	*	*	*	*
Mystique MB	Elasticligatur						*			*	*	*	*	*	*	*
	Stahlligatur						*			*	*	*	*	*	*	*
	Slide™-Ligatur							*	*		*	*	*	*	*	*
Contour	Elasticligatur								*	*	*	*	*	*	*	*
	Stahlligatur								*	*	*	*	*	*	*	*
	Slide™-Ligatur									*	*	*	*	*	*	*
Selbstligierend	QuicKlear®											*	*			
	Speed Appliance											*	*			
	In-Ovation® C															
	Clarity™ SL															
	Carriere SL															
	Damon3															

4.1.5 Überblick

Die Ergebnisse zeigen, dass bei allen untersuchten Bögen stets ein konventionelles Bracket in Kombination mit einer Elasticligatur die größte Friktion verursachte. Bei zwei der vier verwendeten Bögen erzeugte das Bracket Mystique MB den höchsten Friktionswert. Es wies in Verbindung mit dem teflonbeschichteten Vierkant-NiTi-

Bogen BioCosmetic[®] und dem geflochtenen NiTi-Bogen Supercable unter allen getesteten Brackets den größten Kraftverlust durch Reibung auf. Bei dem Vierkantedelstahlbogen Remanium[®] und bei dem halbrund/halbviereckigen Bogen D-Wire[™] bewirkte das Bracket Contour ebenfalls in beiden Fällen die größte Friktion.

Die niedrigsten Friktionswerte wiesen zwei der vier untersuchten Bögen bei den konventionellen Brackets in Kombination mit Slide[™]-Ligaturen auf. Die anderen beiden Bögen erzielten die kleinste Friktion bei Verwendung eines selbstligierenden Brackets. Bei Applikation einer Slide[™]-Ligatur erzeugten das Bracket Discovery[®] mit dem Bogen BioCosmetic[®] und das Bracket Mystique mit dem Remanium[®]-Bogen unter allen getesteten Brackets den niedrigsten Friktionswert. Beim Bogen D-Wire[™] bewirkte das Bracket Carriere SL und beim Bogen Supercable das Bracket InOvation[®] C die kleinste Friktion.

4.2 Vergleich der vier verwendeten Drahtbögen bezüglich der in den verschiedenen Bracketsystemen aufgetretenen Friktionswerte

4.2.1 Selbstligierende Brackets

Die Abbildung 16a und 16b zeigen jeweils die Kraftverluste in Folge von Reibung für die drei passiv selbstligierenden Brackets (16a) und die drei aktiv selbstligierenden Brackets (16b) mit den vier verwendeten Bögen im Vergleich (Remanium[®], Vierkantstahlbogen; D-Wire[™], halbrunder/halbviereckiger Stahlbogen; BioCosmetic[®], teflonbeschichteter Ni-Ti-Rundbogen; Supercable, verflochtener NiTi-Bogen).

Der geflochtene NiTi-Bogen Supercable von der Firma Speed erzeugte bei allen selbstligierenden Brackets die kleinste Friktion mit Werten zwischen 2 % und 9 %, wie den Abbildungen 16a und 16b zu entnehmen ist. Den kleinsten Friktionswert von 2 % erzielte dabei das aktiv selbstligierende Bracket In-Ovation[®] C.

Die größten Friktionswerte für die passiv selbstligierenden Brackets (Abb. 16a) wurden immer beim teflonbeschichteten Vierkant-NiTi-Bogen BioCosmetic[®] von der Firma Forestadent ermittelt mit 48 % bis 63 %. Den Spitzenwert unter den passiv

selbstligierenden Brackets von 63 % Friktion mit einem signifikanten Abstand zu den anderen Brackets zeigte dabei das Bracket Carriere SL. Der Remanium[®]-Bogen und der D-Wire[™]-Bogen zeigten für die passiv selbstligierenden Brackets in etwa die gleiche Friktion mit Werten zwischen 37 % und 43 %. Die nicht signifikanten Unterschiede der statistischen Auswertung für den Remanium[®]-Bogen und den D-Wire[™]-Bogen bestätigen dies.

Die größten Friktionswerte für die aktiv selbstligierenden Brackets (Abb. 16b) wurden immer beim Vierkantstahlbogen Remanium[®] von Dentaurum ermittelt mit 53 % bis 72 %. Ein nur kleiner Unterschied in den Friktionswerten besteht ebenfalls zwischen dem D-Wire[™]- und BioCosmetic[®]-Bogen mit 50 % bis 57 % für die aktiv selbstligierenden Brackets mit Ausnahme des Brackets QuickKlear[®], das in Kombination mit dem D-Wire[™]-Bogen sogar 13 % mehr Friktion erzeugte als in Kombination mit dem BioCosmetic[®]-Bogen. Der statistische Vergleich von D-Wire[™]- und BioCosmetic[®]-Bogen zeigte entsprechend vereinzelt signifikante Unterschiede der Friktionswerte.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass unter allen untersuchten Bögen der niedrigste und der höchste Friktionswert bei den aktiv selbstligierenden Brackets ermittelt wurde. Der Supercable-Bogen erzielte mit 2 % den niedrigsten Friktionswert bei Verwendung des In-Ovation[®] C-Brackets und den höchsten Wert für die Friktion zeigte der Remanium[®]-Bogen mit 72 % in Kombination mit dem QuickKlear[®]-Bracket.

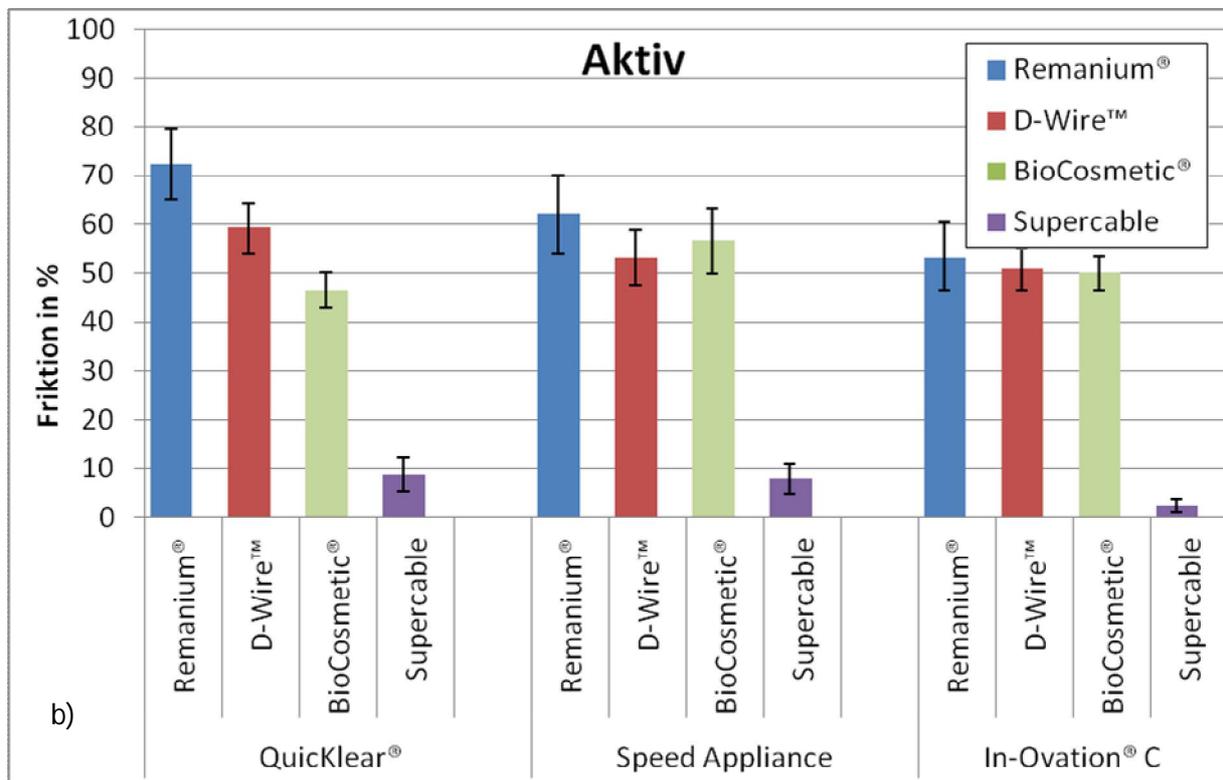
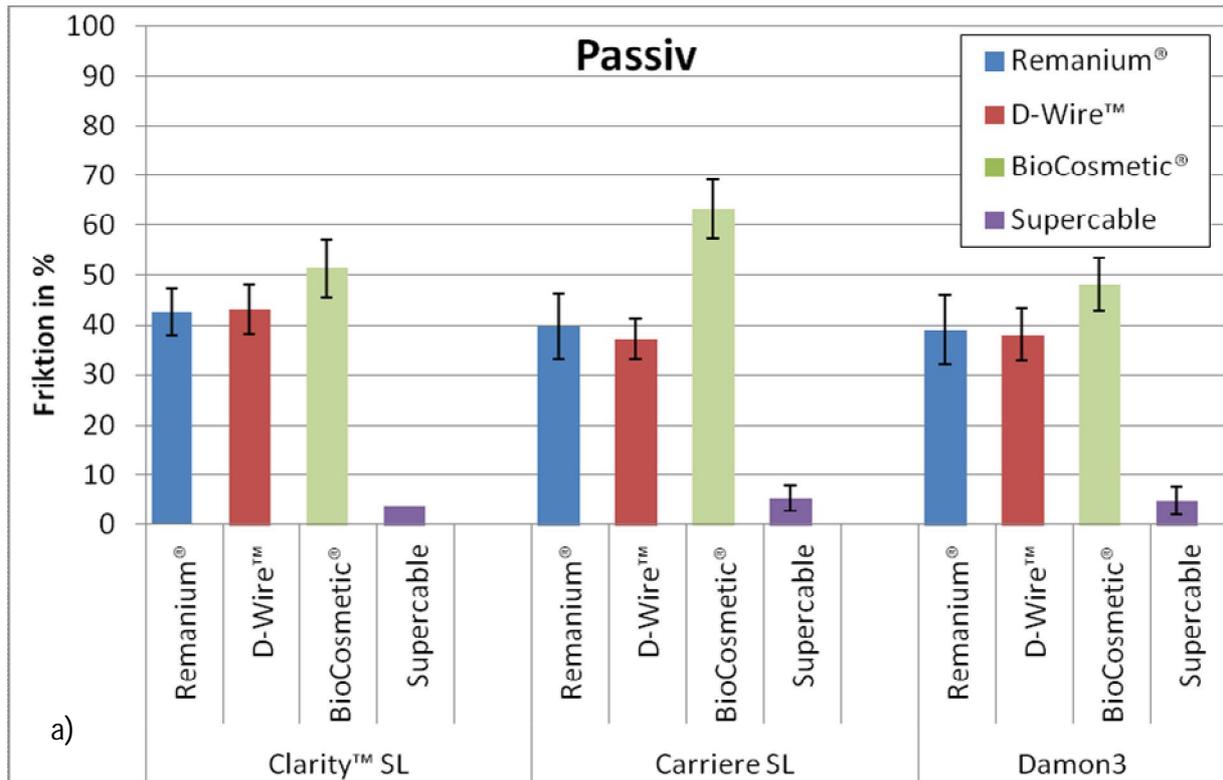


Abb. 16a (oben) und **16b** (unten): Grafische Darstellung der Friktionswerte der drei untersuchten passiv selbstligierenden Brackets (16a) und der drei aktiv selbstligierenden Brackets (16b) in %, die während der simulierten Eckzahnretraktion ermittelt wurden für die vier verwendeten Bögen (Remanium®, D-Wire™, BioCosmetic®, Supercable) im Vergleich.

4.2.2 Konventionelle Brackets

Die Abbildungen 17a bis 17c zeigen jeweils die Kraftverluste in Folge von Reibung für die drei konventionellen Brackets in Kombination mit den jeweils drei getesteten Ligaturformen: Elasticligatur (17a), Stahlligatur (17b) und Slide™-Ligatur (17c) im Vergleich mit den vier verwendeten Bögen (Remanium®, D-Wire™, BioCosmetic®, Supercable).

Der Supercable-Bogen erzeugt bei den konventionellen Brackets in Kombination mit Elasticligaturen und Stahlligaturen immer die höchsten Friktionswerte mit 78 % bis 83 %, wobei im Fall der Stahlligatur bei allen anderen Bögen die Friktionswerte nur ca. halb so groß ausfielen. Eine Ausnahme bildet das Bracket Mystique MB in Kombination mit dem BioCosmetic®-Bogen, hier beträgt der Unterschied zum Supercable-Bogen nur noch ca. ein Drittel. Bei Verwendung einer Elasticligatur erzeugt der D-Wire™-Bogen mit 56 % bis 61 % die niedrigsten Friktionswerte. In Kombination mit einer Stahlligatur entstehen mit dem Remanium®-Bogen die niedrigsten Werte mit nur 35 %. Eine Ausnahme bildet hier das Bracket Contour, welches bei beiden Ligaturformen als Einziges die niedrigsten Friktionswerte mit dem BioCosmetic®-Bogen erzeugt, mit 40 % bei der Stahlligatur und 60 % bei der Elasticligatur.

Bei Applikation einer Slide™-Ligatur zeigten sich bei den konventionellen Brackets die höchsten Friktionswerte bei Verwendung des D-Wires™ mit 39 % bis 48 % bzw. bei Verwendung des BioCosmetic® mit 38 %, wobei beim BioCosmetic®, D-Wire™- aber auch Remanium®-Bogen die höchsten Friktionswerte in einem Intervall zwischen 34 % und 41 % lagen. Eine erneute Ausnahme bildet das Bracket Contour, dessen Werte für den Remanium Bogen und den D-Wire™-Bogen mit 44 % und 48 % für die Friktion höher lagen als die der anderen Brackets. Der Großteil der Friktionswerte der BioCosmetic®, D-Wire™- und Remanium®-Bögen wies mit Ausnahme des Contour-Brackets keine statistisch signifikanten Unterschied auf. Der Supercable-Bogen erzeugte in Kombination mit den Slide™-Ligaturen stets die signifikant niedrigsten Friktionswerte mit 15 bis 21%.

Abschließend lässt sich sagen, dass beim Supercable-Bogen in Kombination mit dem Bracket Mystique MB unter allen getesteten Bögen sowohl der niedrigste als

auch der höchste Friktionswert ermittelt wurde. Der niedrigste Friktionswert mit 14 % wird bei Applikation einer Slide™-Ligatur aufgezeigt, der höchste Friktionswert mit 83 % bei Verwendung einer Elasticligatur.

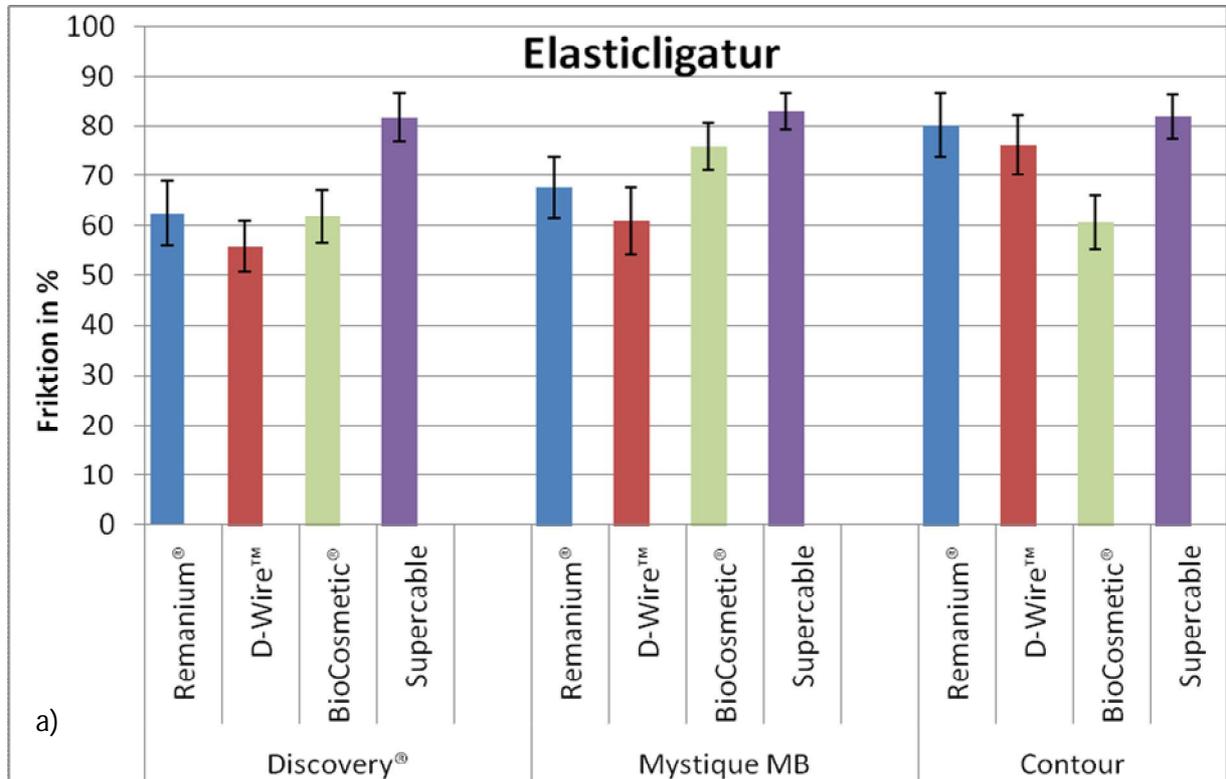


Abb. 17a: Grafische Darstellung der Friktionswerte der drei untersuchten konventionellen Brackets mit Elasticligaturen in %, die während der simulierten Eckzahnretraktion ermittelt wurden für die vier verwendeten Bögen (Remanium®, D-Wire™, BioCosmetic®, Supercable) im Vergleich.

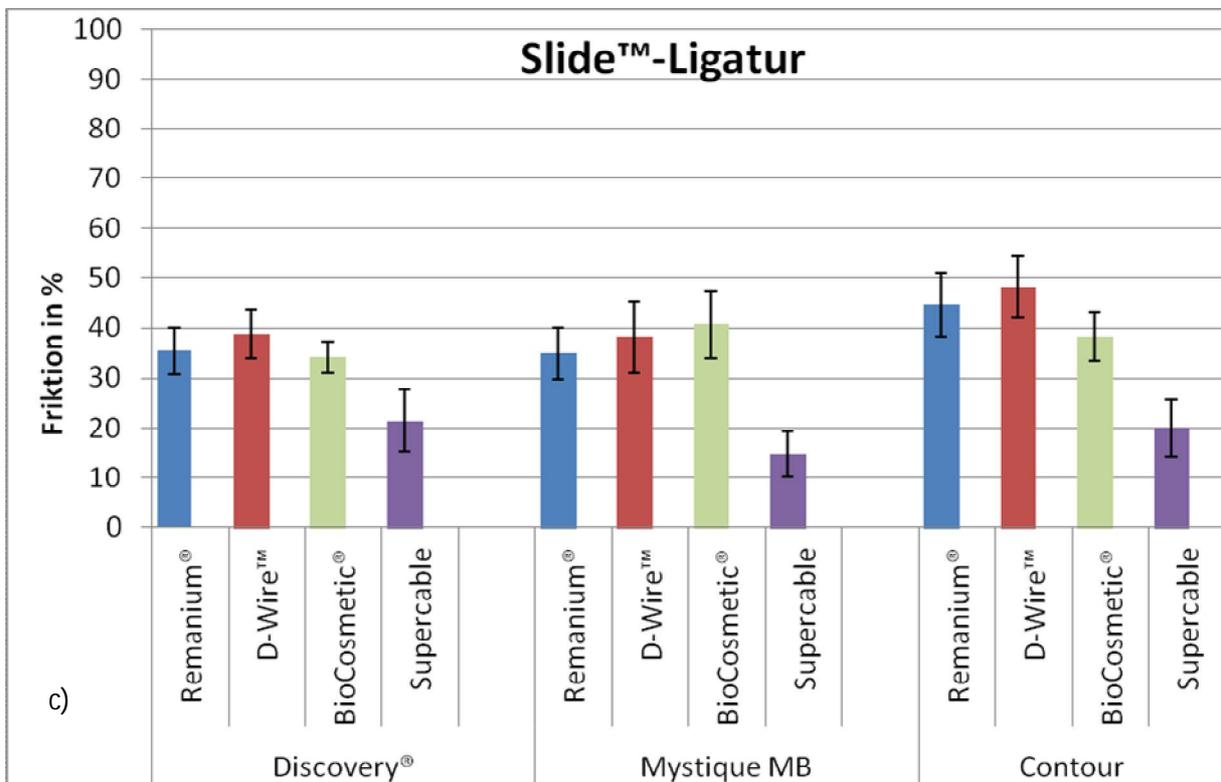
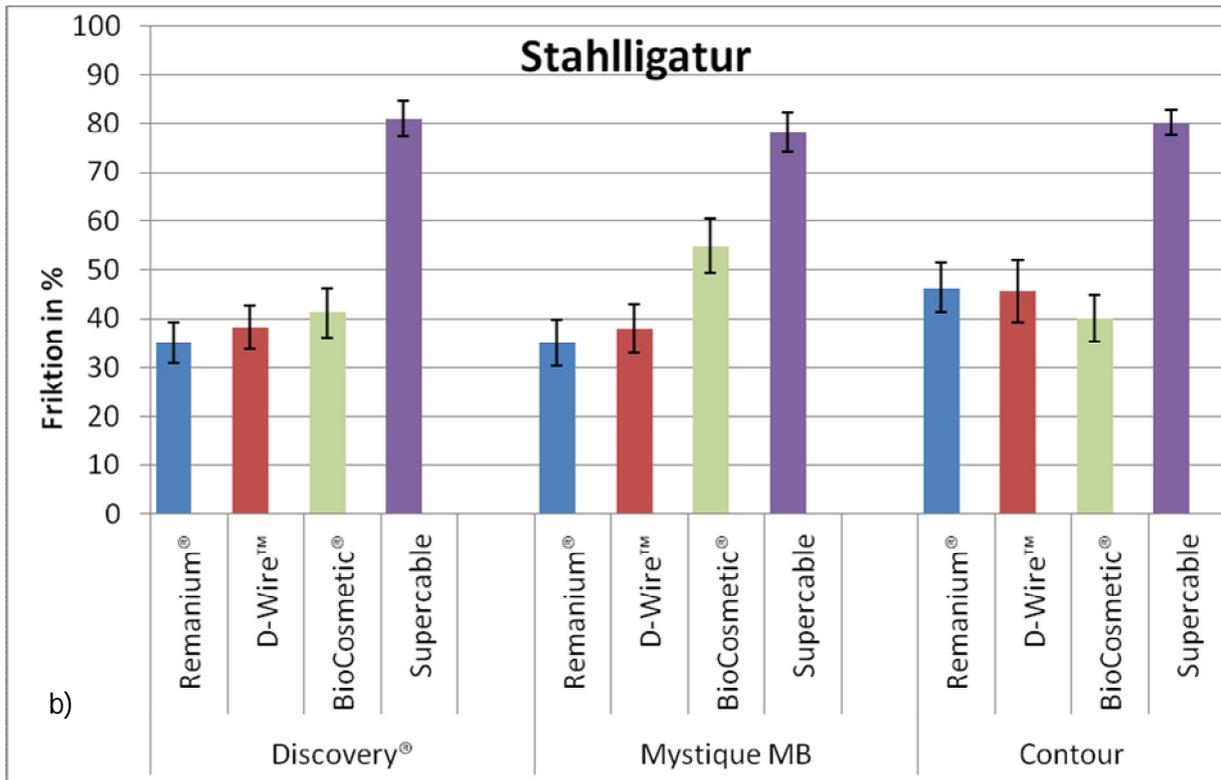


Abb. 17b und **17c**: Grafische Darstellung der Friktionswerte der drei untersuchten konventionellen Brackets mit Stahlligaturen (17b) und Slide™-Ligaturen (17c) in %, die während der simulierten Eckzahnretraktion ermittelt wurden für die vier verwendeten Bögen (Remanium®, D-Wire™, BioCosmetic®, Supercable) im Vergleich.

4.2.3 Überblick

Die selbstlegierenden Brackets erzielten in Kombination mit dem Supercable-Bogen Friktionswerte von weniger als 10 % und waren somit allen konventionellen Brackets und Ligaturformen signifikant überlegen. Für alle anderen Bögen zeigten die aktiv selbstligierenden Brackets Werte im Bereich zwischen ca. 50 % und 70 %. Sie wiesen somit größtenteils schlechtere Ergebnisse auf als die Slide™-Ligaturen und die Stahlligaturen bei den konventionellen Brackets. Am ungeeignetsten zeigte sich bei den aktiv selbstligierenden Brackets die Verwendung von Remanium®-Bögen mit den größten Friktionswerten. Die Messungen der passiv selbstligierenden Brackets führten beim Remanium®-Bogen und D-Wire™-Bogen zu niedrigeren Werten von ca. 40 % für die Friktion. Sie zeigten gegenüber Slide™-Ligaturen und Stahlligaturen eine größere Konstanz in den niedrigen Friktionswerten für diese beiden Bogenarten unabhängig vom Brackettyp. Beim BioCosmetic®-Bogen wurden für die passiv selbstligierenden Brackets wieder höhere Friktionswerte von ca. 50 % bis 60 % ermittelt, so dass er wenig kompatibel mit den passiv selbstligierenden Brackets dieser für eine friktionsarme Gleitmechanik ist.

Einzig die Elasticligaturen wiesen schlechtere Ergebnisse als die aktiv selbstligierenden Brackets und die passiv selbstligierenden Brackets beim BioCosmetic® auf. Denn bei den Messungen mit den Elasticligaturen wurden bei allen Bracket/Bogen-Kombinationen mit einer einzigen Ausnahme, dem Discovery Bracket am D-Wire™-Bogen, konstant deutlich hohe Friktionswerte zwischen ca. 60 % und 80 % ermittelt.

Bei Verwendung der Slide™-Ligaturen zeigten die Messungen für den Supercable-Bogen Friktionswerte von ca. 15 % bis 20 % und für alle anderen Bögen lagen die Friktionswerte zwischen ca. 35 % und 50 %. Die Messungen mit einer Stahlligatur erzielten für alle Bögen, ausgenommen dem Supercable-Bogen, Werte zwischen ca. 35 % und 55 % für die Friktion. Somit lassen sich, den Supercable-Bogen ausgenommen, mit den Stahlligaturen bei geeigneter Bracket/Bogen-Kombination ähnlich gute Ergebnisse wie mit den Slide™-Ligaturen erreichen. Stehen diese beiden Ligatursysteme in Anwendung auf die unterschiedlichen Bracketsysteme und Drahtbögen im direkten Vergleich, so stellt sich zu einem großen Teil, den Supercable-Bogen ausgenommen, auch statistisch kein signifikanter Unterschied heraus. Nur bei dem

5. Diskussion

Anschließend an die in den vorangegangenen Kapiteln qualitative Darstellung und Auswertung der Ergebnisse dieser Studie, folgt im Rahmen dieses Kapitels eine Diskussion über die Methodik der Studie, die verwendeten Materialien sowie die gewonnenen Erkenntnisse. Mitunter wird auf die Merkmale und Grenzen der Übertragbarkeit von In-vitro-Messungen eingegangen.

5.1 Diskussion der Methodik

5.1.1 Simulationsmessungen mit dem OMSS

In der vorliegenden In-vitro-Studie erfolgte eine experimentelle Darstellung der bogengeführten Eckzahnretraktion in Form einer Simulationsmessung mit dem OMSS. Für die simulierte Eckzahnretraktion diente als Verankerungseinheit ein bebändertes Frasaco-Modell mit einligiertem Führungsbogen. Im Rahmen der Messungen wurden jedoch weder die paradontalen Bedingungen in Form und Funktion genau imitiert, noch die intermaxillären Einflüsse beim Zusammenbiss nachgeahmt. Aus diesem Grund berücksichtigt die durchgeführte Simulation der orthodontischen Behandlungsmechanik während der Zahnbewegung nur unvollständig die Situation einer klinischen kieferorthopädischen Behandlung.

Die Ergebnisse können jedoch als Folge der Interaktion zwischen Bracket, Bogen und Ligatur interpretiert werden und klinisch relevante Informationen zur Gleitmechanik vermitteln und so zu einer Optimierung der Patientenbehandlung führen. Die klinische Relevanz wird dadurch erhöht, dass das OMSS mit Hilfe der Sensoren in der Lage ist ein Kraftsystem am Bracket zu messen und über das angewandte Steuerungsprogramm durch Messtische mit dreidimensionaler Beweglichkeit in resultierende Bewegungen umzurechnen. So hat eine Veränderung des Kraftsystems eine dynamische Wirkung auf die auszuführende Bewegungen der Simulationsschritte einer Messung.

Im Gegensatz dazu stellen die in vielen Studien durchgeführten Messungen mit einer Werkstoffprüfmaschine in wesentlich geringerem Maße die Bedingungen einer klinisch durchgeführten Zahnbewegung dar. Hier wurden Durchzugsgeschwindigkeiten von 3 mm/min oder 5 mm/min bis hin zu 10 mm/min angewendet (Leite et al., 2014; Monteiro et al., 2014; Pizzoni et al., 1998; Redlich et al., 2003). Weiterhin wurde statt eines Kraftsystems direkt die am Bracket entstehende Reibungskraft gemessen. Eine gute Reproduktion der Ergebnisse durch den einfachen und robusten Messaufbau ist jedoch als Vorteil dieser Methode zu nennen.

Jost-Brinkmann und Miethke (1991) verglichen in ihrer Studie Reibungskräfte, die in vivo und in vitro auftreten und stellten fest, dass die okklusale Last durch zusätzliche Zahnbewegungen, z.B. in Form des Kauens von verschiedenen Arten von Lebensmitteln, im Sinne eines Freirüttelns zu einer signifikanten Reduktion der Reibung führte. In Anbetracht der Tatsache, dass die Zahnbeweglichkeit während der kieferorthopädischen Behandlung in der Regel erhöht ist, anders als in der betreffenden Untersuchung, ist davon auszugehen, dass die Reibungskräfte, die bei der kieferorthopädischen Behandlung auftreten, noch geringer sind im Vergleich zu den Ergebnissen der meisten In-vitro-Experimente, die diesen Aspekt nicht berücksichtigen.

Zu den Bemühungen, möglichst realistische Rahmenbedingungen zu schaffen, gehört in vielen Studien der Einsatz von Speichel bzw. Kunstspeichel. Baker et al. (1987), Chang et al. (2013), Downing et al. (1995), Husain und Kumar (2011), Lalithapriya et al. (2015), ebenso wie Pratten et al. (1990) zeigten alle bei Anwesenheit von Speichel generell erhöhte Friktionswerte. Die Untersuchung von Xiaowei et al. (2014) hat im Gegensatz dazu eine Erniedrigung der Reibungswerte bei Verwendung von Kunstspeichel ergeben, während einige Autoren den Einfluss von Speichel auf die Friktionsmessungen als gering einstufen und ihn als vernachlässigbaren Faktor bewerten (Andreasen und Quevedo, 1970; Jost-Brinkmann und Miethke, 1991; Suwa et al., 2003). In vielen Studien wird auch gleichermaßen von friktionssenkender und friktionssteigernder Wirkung von Kunstspeichel berichtet, bis hin zu fehlender Auswirkung (Griffiths et al., 2005; Guerrero et al., 2010; Khamatkar et al., 2015; Kusy et al., 1991; Kusy und Whitley, 2000; Pimentel et al., 2013; Stannard et al., 1989). Diese Studien zeigen einen materialabhängigen Einfluss des Speichels und verdeutlichen erneut den multifaktoriellen Charakter im Prozess der Entstehung von Friktion.

Bei den in dieser Studie durchgeführten Messungen im OMSS wurde auf den Einsatz von Kunstspeichel verzichtet. Auch aus diesem Grund können die Ergebnisse dieser Studie die Friktion in vivo nicht genau quantifizieren, sondern dienen lediglich als Ansatz für den Vergleich der verwendeten Brackets, Bögen und Ligaturen. Die Wirkung von Kunstspeichel auf Friktionsmessungen bedarf noch weiterer materialspezifischer Klärung.

5.1.2 Verwendete Materialien

Da die selbstligierenden Brackets das Bracketangebot auf dem Markt zunehmend dominieren und als fortschrittlicher gelten gegenüber konventionellen Brackets, bilden sie einen Schwerpunkt in dieser Studie. Sie werden mit einer Reihe an Vorteilen beworben. So soll mit ihnen der Bogenwechsel schneller und einfacher möglich sein und damit eine angenehmere und verkürzte Behandlungszeit für den Patienten einhergehen (Harradine, 2003; Le Gall et al., 2014; Paduano et al., 2008; Shivapuja und Berger, 1994; Turnbull und Birnie, 2007). Ein weiterer Vorteil ist der sichere Sitz des Führungsbogens durch den integrierten Verschlussmechanismus bei adäquatem Verschließen und ein angenehmer Tragekomfort durch die runde und glatte Gestaltung bei entfallender Ligatur. So können keine abstehenden Ligaturbestandteile, wie bei Stahlligaturen, mehr unangenehm hervorstecken oder sogar zu Verletzungen führen. Ebenso wird der sichere Sitz des Führungsbogens nicht mehr durch den Verlust von Gummiligaturen gefährdet. Weiterhin soll die Mundhygiene erleichtert werden, da gerade elastische Ligaturen erhöhte Bakterienansammlungen begünstigen sollen. Do Nascimento et al. (2013) stellten in ihrer Studie jedoch fest, dass selbstligierende Brackets hier keine generelle Überlegenheit zeigen, da die Bakterienbesiedelung weniger abhängig war von der Art des Verschlusses als viel mehr von dem Material des Brackets. Nicht zuletzt gelten die Bemühungen der Hersteller bei selbstligierenden Brackets der Reduktion der Reibungswerte (Cordasco et al., 2009; Griffiths et al., 2005; Jakob et al., 2014; Kumar et al., 2014; Monteiro et al., 2014; 2010; Shivapuja und Berger, 1994; Thomas et al., 1998; Voudouris et al., 2010).

Um die Vielfalt der auf dem Markt befindlichen Brackets in möglichst großem Maße in dieser Studie widerzuspiegeln, wurde bei der Bracketauswahl auf eine große Variati-

on der Eigenschaften der Brackets geachtet. So wurden drei konventionelle Brackets, drei passiv und drei aktiv selbstligierende Brackets untersucht. Bei dreien davon handelt es sich um Metallbrackets, darunter ein konventionelles und zwei selbstligierende Brackets, je ein passives und ein aktives System. Des Weiteren wurden drei Keramikbrackets verwendet, darunter ein konventionelles und zwei aktiv selbstligierende Brackets sowie zwei Keramikbrackets mit Modifikationen des Slots in Form eines konventionellen Brackets mit silikatbeschichteten Slot und einem passiv selbstligierenden Bracket mit einem metallverstärkten Slot. Zum Vergleich wurde ein weiteres passiv selbstligierendes Bracket aus Kunststoff, ebenfalls mit einem Slot mit Metallauskleidung, ausgewählt. So konnte neben dem Einfluss des Bogens, und der Ligatur und über den alleinigen Vergleich von selbstligierenden und konventionellen Brackets hinaus, genauer die Bedeutung des Bracketdesigns untersucht werden. Hier ist insbesondere das Material bzw. die Materialkombinationen sowie der Modus der Selbstligation bei den selbstligierenden Brackets zu nennen. Auch die Federelemente des Verschlusses bei den aktiv selbstligierenden Brackets sind aus unterschiedlichem Material hergestellt. Während bei einem aktiv selbstligierenden Bracket die Verriegelungsfeder aus einer superelastischem Nickel-Titan-Legierung gefertigt ist, wurden die Federelemente bei zwei weiteren untersuchten Brackets aus Kobalt-Chrom-Legierungen hergestellt. Mit den unterschiedlichen Materialien gehen unterschiedliche physikalische Eigenschaften einher. So muss zum Beispiel beachtet werden, dass die Federelemente aufgrund der variierenden Materialien unterschiedlich große Kräfte bei gleicher Dehnung entwickeln.

Der Einfluss der in dieser Untersuchung dargestellten Drahtbögen auf das Reibungsverhalten wurde ebenfalls durch variierende Drahteigenschaften ermittelt. Zur Anwendung kamen insgesamt vier Bögen von denen zwei viereckig waren, einer in seinem Design halbrund/halbviereckig gestaltet und einer verseilt war. Neben dem Durchmesser unterschieden sich die Drahtbögen in ihrem Material. Ebenfalls wurde die Wirkung eine Beschichtung von Drähten untersucht. Der verseilte Bogen besteht aus einer Nickel-Titan-Legierung, der halbrunde/halbviereckige aus einer Stahl-Legierung. Bei den viereckigen Drahtbögen wurde ebenfalls einer aus einer Stahl-Legierung gewählt und einer aus einer Nickel-Titan-Legierung, der mit einer Teflonbeschichtung ummantelt war.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde bei den konventionellen Brackets nicht nur eine Art von Ligaturen als Referenz verwendet, sondern drei verschiedene Arten. Neben der klassischen Elasticligatur und den Stahlligaturen, die bereits Gegenstand zahlreicher Studien waren, wurde eine neue, modifizierte Form von elastischen Ligaturen mit in die Untersuchungen einbezogen: die Slide™-Ligaturen der Firma Leone, zu denen es ebenfalls schon einige erste Studien bezüglich ihres Friktionsverhaltens gibt (Baccetti et al., 2008; Camporesi et al., 2007; Condo et al., 2013; Dholakia und Bhat, 2012; Franchi et al., 2007; Gandini et al., 2008; Jones und Ben Bihi, 2009; Kahlon et al., 2010; Mendes et al. 2014, Nair et al., 2012; Reddy et al., 2014; Reznikov et al., 2010; Tecco et al., 2007, 2011a, 2011b).

Aufgrund der Unterschiedlichkeit der getesteten Brackets, Drahtbögen und Ligaturen lassen sich Trends für zahlreiche Bracket/Drahtbogen/(Ligaturen)-Kombinationen in Bezug auf ihr Friktionsverhalten festhalten, die als Indikatoren für die Nutzbarkeit einzelner Materialkombinationen in der klinischen Praxis dienen können.

5.2 Diskussion der Reibungswerte und Vergleich zur Literatur

5.2.1 Selbstligierende Brackets

Passiv selbstligierende Brackets haben in Bezug auf den Kraftverlust durch Reibung gegenüber aktiven Verschlussmechanismen einen signifikanten Vorteil bei der Verwendung von Stahlbögen in dieser Studie gezeigt. Dies gilt auch für variierende Formen des Querschnitts, in dieser Untersuchung für einen Vierkantedelstahlbogen ebenso, wie für einen halbrund/halbviereckigen Edelstahlbogen. Hierbei ist zu bemerken, dass die Friktionswerte innerhalb der passiv selbstligierenden Bracketsysteme für beide Drahtbögen ähnlich ausfielen. Dagegen ist zum Teil eine deutliche Differenz zwischen den Friktionswerten der verschiedenen Drahtdimensionen für die aktiv selbstligierenden Brackets festzustellen.

So erzeugte der Vierkantstahlbogen für die drei aktiven Bracketsysteme stets höhere Friktionsergebnisse, die um 3 %, 9 % und 13 % größer waren im Vergleich zu den Werten des halbrund/halbviereckigen Drahtbogens. Die Gründe hierfür sind zum ei-

nen die erhöhten Anlagerungskräfte des Führungsbogens an die Slotwände während der simulierten Eckzahnrektion und vor allem die je nach Brackettyp und Dimension unterschiedliche Aktivierung des Verschlussmechanismus durch die zunehmend slotausfüllenden Bogenmaße. Die Folge ist ein erschwertes Durchgleiten des Drahtbogens, so dass größere Reibungswerte ermittelt werden. Dies zeigt, dass eine wichtige Herausforderung in der Suche nach einem günstigen Kompromiss zwischen tatsächlicher Dimension des Slots im verwendeten Slotsystem und der Andruckkraft des aktiven Verschlusssystems besteht, so dass ein Maß an Spiel zwischen dem Drahtbogen und Bracketslot ermöglicht wird, das die jeweils gewünschte Gleiteigenschaft und Kontrolle bei der Zahnbewegung gewährleistet. Die statistische Auswertung ließ keine eindeutige Aussage zu, da der Vergleich der beiden unterschiedlichen Durchmesser bei den Edelstahlbögen für die Friktionswerte ebenso nicht signifikante wie auch signifikante Unterschiede ergab.

Weiterhin zeigten die passiv selbstligierenden Brackets nicht nur ähnliche Friktionswerte beim Vergleich zwischen den beiden Stahlbögen, sondern auch eine größere Homogenität der Ergebnisse zwischen den einzelnen passiven Bracketssystemen als die Ergebnisse der aktiven Bracketssysteme. Auch statistisch konnte bestätigt werden, dass sich die passiv selbstligierenden Brackets untereinander nicht signifikant voneinander unterscheiden. Primär ursächlich für die Varietät bei den aktiven Bracketssystemen ist die unterschiedlich starke Aktivierung des Verschlusssystems bei den aktiv selbstligierenden Brackets. Aber auch die größere Variabilität der Bracketmaterialien, bezogen auf den Bracketslot, ist eine mögliche Einflussgröße. Während bei den aktiven Bracketssystemen zwei Vollkeramik- und ein Metallbracket vertreten waren, war der Slot bei den passiven Bracketssystemen stets mit Metall ausgekleidet, auch wenn das Material des restlichen Bracketkörpers von Metall über Keramik bis hin zum Kunststoff wechselte.

Bei Verwendung des teflonbeschichteten Nickel-Titan-Bogens BioCosmetic[®] ist hingegen keine generelle Überlegenheit von passiven selbstligierenden Brackets gegenüber den aktiv selbstligierenden Brackets mehr ersichtlich. Hier wurden die beiden höchsten Friktionswerte bei einem passiven, wie auch bei einem aktiven Bracketssystem ermittelt. Gemeinsam haben diese beiden Brackets, dass sie die einzigen Metallbrackets unter den sechs getesteten selbstligierenden Brackets darstellen, so

dass festzuhalten ist, dass hier das Bracketmaterial als einziger konstanter Parameter eine erkennbare dominante Einflussgröße für die Friktion zu sein scheint. Zwischen den zwei aktiv selbstligierenden Keramikbrackets und den passiv selbstligierenden Keramik- und Kunststoffbracket mit jeweils metallverstärktem Slot ließ sich anhand der Friktionsergebnisse keine weitere materialabhängige Überlegenheit in Kombination mit dem BioCosmetic ableiten. In Anbetracht dessen, dass bei einer Metallauskleidung des Slots auch bei Keramikbrackets und Kunststoffbrackets ein ähnliches Friktionsverhalten wie bei einem Metallbracket zu vermuten ist sowie der Tatsache, dass die beiden Referenz-Keramikbrackets einem anderen System bezüglich dem Modus der Selbstligierung gehören, wären weitere Untersuchungen nötig, die diesen Parameter zunächst angleichen um den materialabhängigen Einfluss eindeutiger definieren zu können.

Bei Verwendung von verseilten/geflochtenen Nickel-Titan-Bögen konnte, anders als bei den Edelstahlbögen, ebenfalls überwiegend kein signifikanter Unterschied im Friktionsverhalten zwischen passiven und aktiven Bracketsystemen ermittelt werden. Unter allen getesteten Bögen zeigte der sehr flexible verseilten Nickel-Titan-Bogen Supercable für die selbstligierenden Brackets mit Abstand die besten Friktionsergebnisse. Die vom Hersteller empfohlene Verwendung dieses Bogens in Kombination mit dem selbstligierenden Speed Appliance-Bracket zur Vermeidung von hoher Friktion kann laut dieser Studie bestätigt werden. Für alle selbstligierenden Brackets wurden Werte unter 10 % für die Friktion ermittelt. Auch hier zeigt sich beim Supercable-Bogen mit seinem vergleichsweise geringen Durchmesser, dass bei der Drahtdimension der Drahtdurchmesser einer der wichtigsten Einflussgrößen für das Reibungsverhalten ist. In einer Vielzahl von anderen Studien wurde dies von verschiedenen Autoren bestätigt, die mit Abnahme des Drahtdurchmessers auch eine deutliche Abnahme der Friktion feststellten (Husain und Kumar, 2011; Kahlon et al., 2010; Kumar et al., 2014; Tecco et al., 2005; Vinay et al., 2014; Voudouris et al., 2010; Williams und Khalaf, 2013). Neben dem Durchmesser ist jedoch auch die hohe Flexibilität des Bogens zu berücksichtigen, da es sich beim Material um eine Nickel-Titan-Legierung handelt und zudem ist der Bogen noch aus vielen sehr dünnen Litzen verseilt. Im Vergleich mit den anderen Drahtbögen wird deutlich, dass das Reibungsverhalten hier im Wesentlichen vom Drahtbogen geprägt wird und weniger vom Bracket.

Einige Autoren sind der Meinung, dass es bei steiferen orthodontischen Drahtbögen aufgrund der mangelnden Flexibilität zur Bildung scharfer Winkel kommt und somit zu höheren Friktionswerten, während flexiblere Drahtbögen mit einer größeren Kontaktfläche zwischen Bracket und Bogen niedrigere Reibungskräfte erzeugen (Drescher et al., 1989b; Kusy und Whitley, 2000; Loftus et al., 1999; Matarese et al., 2008). Die Messergebnisse von Schumacher et al. (1990a) zeigen zudem, dass bei allen verseilten Drahtbögen mit niedrigem Reibungswiderstand gerechnet werden kann. Insbesondere für koaxiale Drahtbögen werden in einer Studie niedrige Reibungskräfte nachgewiesen (Rucker und Kusy, 2002).

Auch der BioCosmetic[®]-Bogen der Firma Forestadent besteht aus einer Nickel-Titan-Legierung und verfügt gegenüber dem Remanium[®]- und dem D-Wire[™]-Bogen über eine erhöhte Flexibilität. Zudem weist er eine Beschichtung aus Teflon auf, welcher viele Autoren eine friktionssenkende Wirkung zusprechen, aufgrund der sehr glatten Oberfläche. In ihren Studien berichten sie davon, dass teflonbeschichtete Bögen geringere Friktionswerte als ihre korrespondierenden unbeschichteten Bögen produzieren (Farronato et al., 2012; Husmann et al., 2002; Sukh et al., 2013).

Im Gegensatz zu diesen Beobachtungen zeigte der BioCosmetic[®]-Bogen in der vorliegenden Untersuchung keine einheitlich niedrigeren Werte als der Reanium[®]-Bogen und das obwohl beide über die gleichen Dimensionen verfügten. Auch Rudge et al. (2015) stellten fest, dass keine konstante Korrelation zwischen Oberflächenrauheit und Reibungskraft besteht. Sie konnten in ihrer Studie demonstrieren, dass der teflonbeschichtete NiTi-Bogen BioCosmetic[®] der Firma Forestadent[®] von zehn getesteten Bögen zwar die niedrigste Oberflächenrauheit aufwies, jedoch bei der Ermittlung der kleinsten Reibungskoeffizienten nur die siebte Stelle besetzte. Dagegen hatte der als Referenz dienende Edelstahlbogen den zweitniedrigsten Reibungskoeffizienten obwohl er nur den vierten Platz bei der Prüfung der Oberflächenrauheit einnahm. Es wird mit dieser Untersuchung bestätigt, dass Reibung als multifaktorielles Geschehen nicht allein durch die Oberflächenrauheit abgeleitet werden kann, so dass bei der Wahl des am besten geeigneten Drahtbogens neben der Oberflächenrauheit auch immer der tatsächliche Reibungswiderstand des Gesamtsystems bestimmt werden muss. Anhand ihrer Ergebnisse kamen sie zu dem Schluss, dass be-

schichtete Bögen in der Regel mehr Reibung erzeugen als die unbeschichteten Referenzbögen.

Beim Wechsel vom Remanium- zum BioCosmetic®-Bogen kam es zwar in sieben Fällen zu einer Friktionssenkung, jedoch ebenso in sechs Fällen zu einer Friktionserhöhung, bei zwei Bracketssystemen entstand eine ähnlich große Friktion. Dieses Ergebnis zeigt, dass bei der Verwendung von ästhetischen zahnfarbenen beschichteten Bögen das Bracketdesign eine entscheidende Rolle spielt und wie bereits zuvor aufgeführt unter anderem das Bracketmaterial. Im Speziellen darf der Bracketslot keine scharfen Kanten aufweisen, die leicht zu einer Beschädigung der Teflonbeschichtung führen, Gleiches gilt für den Schließmechanismus. Eine Sichtkontrolle nach Ablauf eines Messvorgangs zeigte immer wieder schon nach einmaligem Einsatz bereits makroskopisch erkennbare Beschädigungen der Teflonummantelung.

Elayyan et al. (2008) stellten in ihrer Studie fest, dass bei beschichteten Bögen, die in vivo über einen mittleren Zeitraum von 33 Tagen verwendet wurden, ein Verlust von 25 % der Beschichtung vorliegt. Die Oberflächenrauheit der beschichteten Drahtbögen erhöhte sich nach dem Gebrauch. Unter dem Mikroskop zeigten diese Bögen Verfärbungen, Abstoßungen und Delaminationen, so dass der ästhetische Wert beschichteter Bögen noch fragwürdig ist. Die Problematik des hohen Abriebs der Beschichtung nach Gebrauch wurde schon zuvor beobachtet (Neumann et al., 2002).

Die Firma Forestadent® empfiehlt den Bogen BioCosmetic® unter anderem mit dem von ihnen entwickeltem QuickKlear®-Bracket zu kombinieren, das ebenfalls in der vorliegenden Studie untersucht wurde und unter den sechs selbstligierenden Brackets auch den niedrigsten Friktionswert erzielte. Gerade wenn aus Kostengründen von den Herstellerempfehlungen abweichende Kombinationen an Elementen der Multi-bracketapparaturen verwendet werden, ist es wichtig, sich zuvor detailliert über die biomechanische Kompatibilität zu informieren.

5.2.2 Konventionelle Brackets

In der vorliegenden Untersuchung ist zu erkennen, dass bei den konventionellen Brackets die Ligaturenart einen größeren Einfluss auf die Friktion hat als der Brackettyp oder die Wahl des Drahtbogens. Hierbei ist der Drahtbogen Supercable jedoch auszuklammern. In einer Vielzahl anderer Untersuchungen wurde der dominierende Einfluss der Ligatur auf die Friktion von verschiedenen Autoren bestätigt (Baccetti et al., 2008; Oliver et al., 2011; Schumacher et al., 1990a).

Weiterhin konnte gezeigt werden, dass die Entwicklung der modifizierten elastischen Ligaturen Fortschritte gemacht hat. Vor allem bei Führung am Supercable-Bogen wurden signifikant kleinere Reibungswerte für die Slide™-Ligaturen von Leone im Vergleich zu den Referenz-Ligaturen ermittelt. Andere Autoren konnten ebenfalls einen geringeren Kraftverlust durch Reibung bei den Slide™-Ligaturen im Vergleich zu konventionellen elastischen Ligaturen nachweisen (Baccetti et al., 2008; Baccetti und Franchi, 2006; Camporesi et al., 2007; Condo et al., 2013; Franchi und Baccetti, 2006; Jones und Ben Bihi, 2009; Reddy et al., 2014). Ein weiterer Vorteil der Slide™-Ligatur ist die Anwendbarkeit an fast jedem konventionellen Brackettyp. Lediglich bei sehr kurzen Bracketflügeln gestaltet sich die Applikation zeitaufwändiger und schwieriger. Zudem hat eine vorherige Studie gezeigt, dass diese modifizierte elastische Ligatur bei Verwendung eines 0,019“ x 0,025“-Vierkantedelstahlbogens in der Lage ist, ähnlich niedrige Friktionswerte zu erzeugen, wie passiv selbstligierende Brackets (Gandini et al., 2008). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie stimmen mit dieser Untersuchung überein, die ebenfalls zeigen konnte, dass bei herkömmlichen elastischen Ligaturen höhere Reibungskräfte zu verzeichnen waren als bei den modifizierten Slide™-Ligaturen.

Während große Einstimmigkeit unter den Autoren herrscht betreffend der Überlegenheit der Slide™-Ligaturen gegenüber konventionellen Elasticligaturen, zeigten Mendes et al. (2014) niedrigere Friktionswerte für Stahlligaturen in Kombination mit 0,019“ x 0,025“-Vierkantstahlbogen gegenüber den Slide™-Ligaturen. Im Gegensatz dazu glichen sich in der vorliegenden Untersuchung die Friktionswerte der Slide™- und Stahlligaturen, sowohl beim 0,019“ x 0,025“-Vierkantstahlbogen, wie auch beim 0,018“ x 0,018“ halbrunden/halbviereckigen Edelstahlbogen mit sogar teilweise leicht

geringeren Friktionswerten um 7 % bzw. 14 % für die Slide™-Ligaturen bei Führung an dem teflonbeschichteten Vierkant-NiTi-Bogen. Dass die Stahlligaturen bei dem beschichteten BioCosmetic®-Bogen zum Teil etwas höhere Friktionswerte aufzeigen als die Slide™-Ligaturen ist der Vulnerabilität der Teflonbeschichtung zu schulden. Während die Slide™-Ligatur weich, elastisch und somit nachgiebig ist, kommt es bei der Stahlligatur während der Eckzahnretraktion trotz Lockerung gelegentlich zu Verkantungen mit dem Führungsbogen, was zur Beschädigung der Teflonbeschichtung in Form von Kratzern führt. Generell negativ bei den konventionellen Brackets fallen die Stahlligaturen in Kombination mit dem verseilten Nickel-Titan-Bogen auf. Hier sind konstant sehr hohe Friktionswerte von ca. 80% zu beobachten, die somit vier bis fünf Mal höher ausfallen als die der Slide™-Ligaturen.

Die Beobachtungen von Sukh et al. (2013) zeigen auch, dass bei Bögen, die mit Teflon beschichtet sind, Stahlligaturen wesentlich weniger Friktion erzeugen als konventionelle Elasticligaturen. Voudouris et al. (2010) bestätigen ebenfalls, dass konventionelle Elasticligaturen in Verbindung mit Bögen mit einer Teflonbeschichtung hohe Friktionswerte aufweisen.

In Übereinstimmung mit einigen früheren Studien erzeugte das Bracket aus Edelstahl vor allem in Kombination mit Edelstahlbögen weniger Reibung als die zwei konventionellen Brackets aus keramischem Material (Angolkar et al., 1990; Arici et al., 2015; Cacciafesta et al., 2003a; 2003b; De Franco et al., 1995; Griffiths et al., 2005; Kusy und Whitley, 1990; Loftus et al., 1999; Nishio et al., 2004; Pillai et al., 2014; Pratten et al., 1990; Schumacher et al., 1990b). Dies wird insbesondere bei den Elasticligaturen deutlich, da sie einen hohen Anpressdruck des Bogens im Slot bewirken, mit erhöhten Anlagerungskräften des Bogens an die Slotwände, und in der Folge auch zu einer erhöhten Reibung führen. Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass Keramik einen höheren Reibungskoeffizienten als Edelstahl aufgrund der erhöhten Rauheit und Porosität der Materialoberfläche hat (Fidalgo et al., 2011). Zu einem Teil waren die Unterschiede jedoch nicht signifikant.

Anders als bei monokristallinen Brackets, die eine wesentlich höhere Friktion erzeugen als Stahlbrackets, obwohl sie unter dem Rasterelektronenmikroskop sehr glatt erscheinen, ist die Diskrepanz zwischen polykristallinen Keramikbrackets und Metall-

brackets nur noch gering (Guerrero et al., 2010; Schumacher et al., 1990b). In der vorliegenden Untersuchung betrug die Differenz in den Friktionswerten zwischen dem Metallbracket Discovery[®] und den polykristallinen Brackets Mystique MB und Contour maximal 20 %. Auffällig ist, dass die Differenz zwischen dem Discovery[®]-Bracket und dem Mystique MB-Bracket massiv geringer ausfiel als zwischen dem Discovery[®]-Bracket und dem Contour-Bracket. Dieses Ergebnis ist auf den integrierten Glasslot beim Mystique MB-Bracket zurückzuführen und bestätigt die Schlussfolgerung, die Jones und Amoah (2007) beschrieben und feststellten, dass ein Glasslot, ähnlich wie bei den Versuchen einen Metallslot zu integrieren, zu günstigeren Friktionswerten führt, die sich denen eines Metallbrackets annähern. Zahlreiche Studien zeigen, dass Keramikbrackets mit einem metallverstärktem Slot ein überlegenes Reibungsverhalten verglichen mit herkömmlichen Keramikbrackets aufweisen; sie sind jedoch nicht so effizient wie Metallbrackets (Cacciafesta et al., 2003b; Guerrero et al., 2010; Nishio et al., 2014; Pattan et al., 2014; Sukh et al., 2013, Williams und Khalaf, 2013; Vinay et al., 2014). Einige Untersuchungen kommen sogar zu keinem Unterschied im Friktionsverhalten von Metallbrackets und Keramikbrackets mit integriertem Metallslot (Loftus et al., 1999; Kusy und Whitley et al., 2001). Diese Beobachtungen können in der vorliegenden Studie für die passiv selbstligierenden Brackets bestätigt werden. Das Keramikbracket Clarity[™] SL mit Metallslot sowie das Kunststoffbracket Damon3 mit Metallslot zeigten insbesondere mit Edelstahlbögen ähnlich gute Friktionsergebnisse wie das Metallbracket Carriere SL. In der statistischen Auswertung wird dies ebenfalls durch nicht signifikante Unterschiede bestätigt.

5.3 Klinische Schlussfolgerung

Bei den in dieser Arbeit untersuchten konventionellen Brackets ließen sich meist keine signifikanten Unterschiede erkennen, so dass der Brackettyp nur einen geringen Einfluss auf die Friktion hatte, anders als die Art der Ligatur oder des Bogens.

Die Differenzierung beim Modus der Selbstligierung zwischen aktiven und passiven Bracketsystemen führte, mit Ausnahme der Stahlbögen, zu keinen einheitlichen Unterschieden.

Schlussfolgernd kann festgestellt werden, dass selbstligierende Brackets nicht automatisch zu einer Reduktion der Friktion gegenüber konventionellen Brackets führen. Die passiven selbstligierenden Brackets erzielten mit einem Edelstahlbogen im Mittel ähnlich hohe Friktionswerte, wie konventionelle Brackets in Kombination mit einer Slide™-Ligatur oder einer gelockerten Stahlligatur. Wohingegen bei Verwendung von aktiv selbstligierenden Bracketsystemen und bei Applikation von Elasticligaturen mit signifikant höheren Friktionswerten zu rechnen ist.

Im Gegensatz dazu kann beim Einsatz eines verseilten NiTi-Bogens erwartet werden, dass die selbstligierenden Brackets generell, also sowohl passive wie auch aktive Bracketsysteme, signifikant niedrigere Friktionswerte erzielen als konventionelle Brackets mit einem Friktionsverhalten, welches sich nahe dem eines „Zero-Friction“-Brackets befindet. Bei Verwendung von konventionellen Brackets sind Elasticligaturen und auch Stahlligaturen mit Friktionswerten von ca. 80 % kontraindiziert, möchte man eine friktionsarme Gleitmechanik erzielen. Lediglich die neu entwickelte Slide™-Ligatur erreicht mit ca. 20 % akzeptable Friktionswerte.

Die teflonbeschichteten NiTi-Bögen zeigten insgesamt keine friktionssenkende Wirkung gegenüber ihren unbeschichteten Referenzbögen.

6. Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde das Reibungsverhalten von selbstligierenden Brackets und Standard-Edgewise-Brackets untersucht. Es wurden sechs selbstligierende sowie drei konventionelle Bracketsysteme getestet. Beim Vergleich mit den selbstligierenden Brackets dienten Stahlligaturen, Elasticligaturen und Slide™-Ligaturen als Referenz. Zusätzlich wurden vier verschiedene Drahtbögen verwendet, die sich in ihrer Legierung und/oder Form unterschieden. Die Durchführung der Messungen erfolgte in vitro mithilfe des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (OMSS). Ziel dieser Studie war es, für jede zusammengestellte Bracket/Drahtbogen/(Ligatur)-Kombination die Reibungswerte zu ermitteln, um anhand der Ergebnisse eine Grundlage zu schaffen, die Aussagen über vorteilhafte Kombinationen ermöglicht.

Die Ergebnisse der Reibungsmessungen variierten sehr stark bei den untersuchten Materialkombinationen mit minimal 2 % bei Verwendung eines selbstligierenden Bracketsystems und maximal 83 % bei Verwendung eines konventionellen Bracketsystems mit Elasticligatur, beide Male unter Führung an einem verseilten Nickel-Titan-Bogen (Supercable). Besonders offensichtlich wurde dies zwischen den verschiedenen Ligatursystemen, die eingesetzt wurden. Während die Verwendung von Stahlligaturen, Slide™-Ligaturen und passiv selbstligierenden Brackets, insbesondere mit Edelstahlbögen, zu einem sehr einheitlichen, positiven Bild führte, zeigten Elasticligaturen und aktiv selbstligierende Brackets im Vergleich überwiegend signifikant höhere Reibungswerte. Wenngleich die Reibungswerte von Elasticligaturen und aktiv selbstligierenden Brackets sich in einem ähnlich hohen Bereich befanden, wiesen die schlechtesten Ergebnisse jedoch stets die Elasticligaturen auf mit Spitzenwerten, die unabhängig vom verwendeten Drahtbogen immer über 75 % lagen. Verwendete man statt Edelstahlbögen dagegen einen teflonbeschichteten Nickel-Titan-Bogen, zeigten die passiv selbstligierenden Bracketsysteme ein ähnliches Friktionsverhalten, wie die aktiv selbstligierenden Bracketsysteme. Die Friktionswerte wiesen zum großen Teil keinen signifikanten Unterschied mehr auf. Wurde hingegen der verseilte Nickel-Titan-Bogen eingesetzt, zeigte sich dass bei allen untersuchten selbstligierenden Brackets stets signifikant niedrigere Friktionswerte auftraten als bei den Standard-Edgewise-Brackets.

Die untersuchten Bögen zeigten im direkten Vergleich, dass die erzeugte Reibung stärker von der Einligierungsart beeinflusst wird als vom verwendeten Drahtbogen. Eine Ausnahme stellte hier der Drahtbogen Supercable dar, der für die selbstligierenden Brackets im Vergleich zu den anderen Bögen zu einer größeren Friktionsdifferenz führte als der Vergleich von passiven und aktiven selbstligierenden Bracket-systemen.

Abschließend bleibt festzuhalten, dass bei dieser Untersuchung den passiv selbstligierenden sowie den konventionellen Bracketssystemen, die mit einer Stahlligatur oder einer Slide™-Ligatur ligiert wurden, hinsichtlich ihres Reibungsverhaltes bei Verwendung von Edelstahlbögen eine Präferenz auszusprechen ist. Kommen selbstligierende Bracketssysteme zum Einsatz, erzielt der verseilte Nickel-Titan-Bogen jedoch mit Abstand die besten Ergebnisse. Wird bei diesem Bogen ein Standard-Edgewise-Bracket verwendet, sollte unter den getesteten Ligaturen der Slide™-Ligatur der Vorzug gegeben werden. Die Elasticligaturen und Stahlligaturen hingegen sind vollkommen ungeeignet in Kombination mit dem Supercable-Bogen mit Friktionswerten von ca. 80 %. Der teflonbeschichtete Nickel-Titan-Bogen zeigte im Gegensatz zu den Erwartungen keine niedrigeren Friktionswerte im Vergleich zu den korrespondierenden Edelstahlbögen. Die Elasticligatur fiel generell mit schlechten Friktionsergebnissen auf.

7. Literaturverzeichnis

Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022"x0.028" edge-wise bracket in vitro. *J Biomech* 1970; 3: 151-160

Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wire of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98: 499-506

Arici N, Akdeniz BS, Arici S. Comparison of the frictional characteristics of aesthetic orthodontic brackets measured using a modified in vitro technique. *Korean J Orthod* 2015; 45: 29-37

Baker KL, Nieberg LG. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987; 91: 316–320

Baccetti T, Franchi L. Friction produced by types of elastomeric ligatures in treatment mechanics with the preadjusted appliance. *Angle Orthod* 2006; 76: 211-216

Baccetti T, Franchi L, Camporesi M. Forces in the presence of ceramic versus stainless steel brackets with unconventional vs. conventional ligatures. *Angle Orthod* 2008; 78: 120-124

Bazakidou E, Nand RS, Duncanson MG, Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112: 138-144

Bednar JR, Gruendemann GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 513-522

Bourauel C, Drescher D, Their M. An experimental set up for the simulation of three dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng* 1992; 14: 371-378

Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R. Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthodont* 1998; 20: 79-92

Budd S, Daskalogiannakis J, Tompson BD. A study of the frictional characteristics of four commercially available self-ligating bracket systems. *Eur J Orthodont* 2008; 30: 645-653

Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthodontofac Orthop* 1974; 65: 270-289

Burstone CJ. Dr. Charles J. Burstone on the uses of the computer in orthodontic practice (part 1). *J Clin Orthodont* 1979a; 13: 442-453

Burstone CJ. Dr. Charles J. Burstone on the uses of the computer in orthodontic practice (part 2). *J Clin Orthodont* 1979b; 13: 539-551

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthodont* 1980; 77: 386-409

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Centers of resistance of the human mandibular molars. *J Dent Res* 1981; 60: 515

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Amer J Orthodontofac Orthop* 2003a; 124: 395-402

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Amer J Orthodontofac Orthop* 2003b; 124: 403-409.

Camporesi M, Baccetti T, Franchi L. Forces released by esthetic preadjusted appliances with low-friction and conventional elastomeric ligatures. *Am J Orthodontofac Orthop* 2007; 131: 772-775

Chang CJ, Lee TM, Liu JK. Effect of bracket bevel design and oral environmental factors on frictional resistance. *Angle Orthod* 2013; 83: 956-65

Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod* 1969; 55: 353-369

Condo R, Casaglia A, Armellini E, Condo SG, Cerroni L. Traditional elastic ligatures versus slide ligation system. A morphological evaluation. *Oral Implantol* 2013; 6: 15-24

Cordasco G, Farronato G, Festa F, Nucera R, Parazzoli E, Grossi G. B. In vitro evaluation of the frictional forces between brackets and archwire with three passive self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 2009; 31: 643-646

Czichos H, Habig KH. Technik und Tribologie. In: *Tribologie-Handbuch*. Wiesbaden: Vieweg-Teubner, 2010: 1-7

Dholakia KD, Bhat SR. Clinical efficiency of nonconventional elastomeric ligatures in the canine retraction phase of preadjusted edgewise appliance therapy: an in-vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012; 141: 715-722

do Nascimento LE, Pithon MM, dos Santos R. L, Freitas AO, Alviano DS, Nojima LI, Nojima MC, Ruellas AC. Colonization of *Streptococcus mutans* on esthetic brackets: self-ligating vs conventional. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143: 72-77

Downing A, McCabe JF, Gordon P. A study of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Br J Orthod* 1994; 21: 394-357

Drescher D, Laaser W, Schumacher HA. Materialtechnische Untersuchungen zum Problem der Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1989a; 50: 256-267

Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989b; 96: 397-404

Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung. *Fortschr Kieferorthop* 1990; 51: 99-105

Eberling JJ, Straja SR, Tuncay OC. Treatment time, outcome, and patient satisfaction comparisons of Damon and conventional brackets. *Clin Orthod Res* 2001; 4: 228-234

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* 1995; 22: 145-153

Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2008; 30: 661-667

Farronato G, Maijer R, Caria MP, Esposito L, Alberzoni D, Cacciatore G. The effect of Teflon coating on the resistance to sliding of orthodontic archwires. *Eur J Orthod* 2012; 34: 410-417

Fidalgo TK, Pithon MM, Maciel JV, Bolognese AM. Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva--an in vitro evaluation. *J Appl Oral Sci* 2011; 19: 57-62

Franchi L, Baccetti T. Forces released during alignment with a preadjusted appliance with different types of elastomeric ligatures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 687-690

Franchi L, Baccetti T, Camporesi M. An experimental study on the forces released by ceramic preadjusted brackets with low friction vs. conventional elastomeric ligatures. *Prog Orthod* 2007; 8: 294-298

Franchi L, Baccetti T, Camporesi M, Giuntini V. Forces released by nonconventional bracket or ligature systems during alignment of buccally displaced teeth 2009; 136: 316-317

De Franco DJ, Spiller RE Jr, von Fraunhofer JA. Frictional resistances using Teflon-coated ligatures with various bracket-archwire combinations. *Angle Orthod* 1995; 65: 63-74

Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic brackets and archwire. *Am J Orthod* 1980; 78: 593-609

Galvao MB, Camporesi M, Tortamano A, Dominguez GC, Defraia E. Frictional resistance in monocrySTALLINE ceramic brackets with conventional and nonconventional elastomeric ligatures. *Prog Orthod* 2013; 14: 9

Gamow C. *Physics: foundations and frontiers*. Jersey: Prentice-Hall 1976: 25

Gandini P, Orsi L, Bertoncini C, Massironi S, Franchi L. In vitro frictional forces generated by three different ligation methods. *Angle Orthod* 2008; 78: 917-921

Garino F, Garino GB. Distalization of maxillary molars using the speed system: a clinical and radiological evaluation. *World J Orthod* 2004; 5: 317-323

Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch-wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986; 90: 199-203

Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127: 670-675

Guerrero AP, Guariza Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. *Braz Oral Res* 2010; 24: 40-45

Hain M, Dhopatkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123: 416-422

Harradine NW. Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod* 2003; 30: 262-273

Hartel A, Bourauel C, Drescher D, Schmuth GPF. Die Oberflächenrauheit orthodontischer Drähte- Eine laseroptische und profilometrische Untersuchung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1992; 102: 1157-1160

Harzer W. Biologie und Mechanik der Zahnbewegung. In: *Kieferorthopädie*. Stuttgart: Thieme, 2011: 160-180

Husain N, Kumar A. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwire: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2011; 12: 91-99

Husmann P, Bourauel C, Wessinger M, Jäger A. The frictional behavior of coated guiding archwires. *J Orofac Orthop* 2002; 63: 199-211

Isaacson RJ, Lindauer SJ, Davidovitch M. On tooth movement. *Angle Orthod* 1993; 63: 305-309

Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 1991; 13: 322-329

Jakob SR, Matheus D, Jimenez-Pellegrin MC, Turssi CP, Amaral FL. Comparative study of friction between metallic and conventional interactive self-ligating brackets in different alignment conditions. *Dental Press J Orthod* 2014; 19: 82-89

Jones SP, Amoah KG. Static frictional resistances of polycrystalline ceramic brackets with conventional slots, glazed slots and metal slot inserts. *Aust Orthod J* 2007; 23: 36-40

Jones SP, Ben Bihi S. Static frictional resistance with the slide low-friction elastomeric ligature system. *Aust Orthod J* 2009; 25: 136-141

Jost-Brinkmann P, Miethke RR. The effect of physiological tooth mobility on the friction between the bracket and the arch. *Fortschr Kieferorthop* 1991; 52: 102-109

Kahl-Nieke B. Kieferorthopädische Behandlung. In: *Einführung in die Kieferorthopädie*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 2009: 179-327

Kahlon S, Rinchuse D, Robison JM, Close JM. In-vitro evaluation of frictional resistance with 5 ligation methods and Gianelly-type working wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 138: 67-71

Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98: 117-126

Khamatkar A, Sonawane S, Narkhade S, Gadhiya N, Bagade A, Soni V, Betigiri A. Effects of different ligature materials on friction in sliding mechanics. *J Int Oral Health* 2015; 7: 34-40

Khambay B, Millett D, McHugh S. Evaluation of methods of archwire ligation on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2004; 26: 327–332

Krishnan M, Kalathil S, Abraham KM. Comparative evaluation of frictional forces in active and passive self-ligating brackets with various archwire alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 675-682

Kumar S, Singh, S, Hamsa PRR, Ahmed S, Prasanthma, Bhatnagar A, Sidhu M, Shetty, P. Evaluation of friction in orthodontics using various brackets and archwire combinations-an in vitro study. *J Clin Diagn Res* 2014; 8: ZC33-ZC36

Kusy RP, Stevens LE. Triple-stranded stainless steel wires – evaluation of mechanical properties and comparison with titanium alloy alternatives. *Angle Orthod* 1987; 57: 18-32

Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 1990; 23: 913-925

Kusy RP, Whitley JQ, Prewitt MJ. Comparison of the frictional coefficients for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod* 1991; 61: 293-302

Kusy RP, Whitley JQ. Resistance to sliding of orthodontic appliances in the dry and wet states: influence of archwire alloy, interbracket distance, and bracket engagement. *J Biomed Mater Res* 2000; 52: 797-811

Lalithapriya S, Kumaran NK, Rajasigamani K. In vitro assessment of competency for different lingual brackets in sliding mechanics. *J Orthod Sci* 2015; 4: 19-25

Le Gall M, Bachet C, Dameron C. The time needed to refit an orthodontic wire: Influence of the attachments. *Int Orthod* 2014; 12: 431-442

Leite VV, Lopes MB, Gonini Junior A, Almeida MR, Moura SK, Almeida RR. Comparison of frictional resistance between self-ligating and conventional brackets tied with elastomeric and metal ligature in orthodontic archwires. *Dental Press J Orthod* 2014; 19: 114-119

Loftus BP, Artun J, Nicholls JI, Alonzo TA, Stoner JA. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116: 336-345

Ludwig B, Glasl B, Bock F, Bock J, Goldbecher H, Lietz T, Lisson JA. Material. In: *Selbstligierende Brackets: Konzepte und Behandlung*. Stuttgart: Thieme, 2009: 10-30

Matarese G, Nucera R, Militi A, Mazza M, Portelli M, Festa F, Cordasco G. Evaluation of frictional forces during dental alignment: an experimental model with 3 non-leveled brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 708-715

Mendes B de AB, Ferreira RAN, Pithon MM, Horta MC, Oliveira DD. Physical and chemical properties of orthodontic brackets after 12 and 24 months: in situ study. *J Appl Oral Sci* 2014; 22: 194-203

Montasser MA, El-Bialy T, Keilig L, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. Force loss in archwire-guided tooth movement of conventional and self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 2014; 36: 31-38

Monteiro MR, Silva LE, Elias CN, Vilella OV. Frictional resistance of self-ligating versus conventional brackets in different bracket-archwire-angle combinations. *J Appl Oral Sci* 2014; 22: 228-234

Nair SV, Padmanabhan R, Janardhanam P. Evaluation of the effect of bracket and archwire composition on frictional forces in the buccal segments. *Indian J Dent Res* 2012; 23: 203-208

Neumann P, Bourauel C, Jäger A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. *J Mater Sci Mater Med* 2002; 13:141-147

Nishio C, Motta AF, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 56–64

Ogata RH, Nanda RS, Duncanson MG, Sinha PK, Currier GF. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1996; 109: 535-542

Oliver CL, Daskalogiannakis J, Tompson BD. Archwire depth is a significant parameter in the frictional resistance of active and interactive, but not passive, self-ligating brackets. *Angle Orthod* 2011; 81: 1036-1044

Paduano S, Cioffi I, Iodice G, Rapuano A, Silva R. Time efficiency of self-ligating vs conventional brackets in orthodontics: effect of appliances and ligating systems. *Prog Orthod* 2008; 9: 74-80

Pattan SK, Peddu R, Bandaru SK, Lanka D, Mallavarapu K, Pathan AB. Efficacy of Super Slick elastomeric modules in reducing friction during sliding: a comparative in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2014; 15: 543-551

Peterson L, Spencer R, Andreasen GF. Comparison of frictional resistance of nitinol and stainless steel wires in edgewise brackets. *Quint Inter Digest* 1982; 13: 563-571

Pillai AR, Gangadharan A, Kumar S, Shah A. Comparison of the frictional resistance between archwire and different bracket system: An in vitro study. *J Pharm Bioallied Sci* 2014; 6: 150-155

Pimentel RF, Oliveira RS, Chaves MD, Elias CN, Gravina MA. Evaluation of the friction force generated by monocristalyne and policristalyne ceramic brackets in sliding mechanics. *Dental Press J Orthod* 2013; 18: 121-127

Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Europ. J. Orthodont* 1998; 20: 283-291.

Pliska BT, Beyer JP, Larson BE. A comparison of resistance to sliding of self-ligating brackets under an increasing applied moment. *Angle Orthod* 2011; 81: 794-799

Pliska BT, Fuchs RW, Beyer JP, Larson BE. Effect of applied moment on resistance to sliding among esthetic self-ligating brackets. *Angle Orthod* 2014; 84: 134-139

Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth. *J Orofac Orthop* 2002; 63: 358-370

Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98: 398–403

Pryputniewicz RJ, Burstone CJ. The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 1979; 58: 1754-1764

Rajakulendran J, Jones S. Static frictional resistances of polycrystalline ceramic brackets with metal slot inserts. *Aust Orthod J* 2006; 22: 147-152

Reddy VB, Kumar TA, Prasad M, Nuvvula S, Patil RG, Reddy PK. A comparative in-vivo evaluation of the alignment efficiency of 5 ligation methods: A prospective randomized clinical trial. *Eur J Dent* 2014; 8: 23-31

Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced-friction" brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 69-73

Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Influence of Friction Resistance on Expression of Superelastic Properties of Initial NiTi Wires in "Reduced Friction" and Conventional Bracket Systems. *J Dent Biomech* 2010; 2010: 613142

Rozzi M, Mucedero M, Franchi L, Cozza P. Friction in a hybrid system. An in vitro study. *Oral Implantol* 2010; 3: 2-8

Rudge P, Sherriff M, Bister D. A comparison of roughness parameters and friction coefficients of aesthetic archwires. *Eur J Orthod* 2015; 37: 49-55

Rucker BK, Kusy RP. Resistance to sliding of stainless steel multistranded archwires and comparison with single-stranded leveling wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 73-83

Schlegel V, Brunner C, Odegaard J. The importance of bracket width in second order mechanics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96: 244-248

Schlegel V, Brunner C. Schmales oder breites Bracket? Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir 1991; 15: 393-394

Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Der Einfluss der Ligatur auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. Fortschr Kieferorthop 1990a; 51: 106-116

Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Das Friktionsverhalten von Keramikbrackets bei der bogengeführten Zahnbewegung. Fortschr Kieferorthop 1990b; 51: 259-265

Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Bogengeführte Zahnbewegung, Dynamik, Effektivität und Nebenwirkungen. Fortschr Kieferorthop 1991; 52: 141-152

Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Deaktivierungsverhalten und Effektivität verschiedener orthodontischer Nivellierungsbögen – eine dynamische Analyse der Kraftsysteme. Fortschr Kieferorthop 1992; 53: 273-285

Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Friktionsverhalten und Bewegungsdynamik bei Mesialisierung des zweiten Molaren nach Sechserextraktion. Fortschr Kieferorthop. 1993; 54: 255-262

Schuhmacher HA, Bourauel C, Drescher D. The influence of bracket design on frictional losses in the bracket/arch wire system. J Orofac Orthop 1999; 60: 335-347

Shivapuja PK, Berger J. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994; 106:472–480

Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 1985; 85: 294-307

Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. Am J Orthod 1986; 89: 485-491

Sukh R, Singh GK, Tandon P, Singh GP, Singh A. A comparative study of frictional resistance during simulated canine retraction on typodont model. *J Orthod Sci* 2013; 2: 61-66

Suwa N, Watari F, Yamagata S, Iida J, Kobayashi M. Static-dynamic friction transition of FRP esthetic orthodontic wires on various brackets by suspension-type friction test. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003; 67: 765-771

Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996; 66: 215-222

Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di'lorio D, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod* 2004; 75: 1041-1045.

Tecco S, Festa F, Caputi S, Traini T, Di Iorio D, D'Attilio M. Friction of conventional and self-ligating brackets using a 10 bracket model. *Angle Orthod* 2005, 75: 1041-1045

Tecco S, Di Iorio D, Cordasco G, Verrocchi I, Festa F. An in vitro investigation of the influence of self-ligating brackets, low friction ligatures, and archwire on frictional resistance. *Eur J Orthod* 2007; 29: 390-397

Tecco S, Marzo G, Di Bisceglie B, Crincoli V, Tete S, Festa F. Does the design of self-ligating brackets show different behavior in terms of friction? *Orthodontics (Chic.)* 2011a; 12: 330-339

Tecco S, Di Iorio D, Nucera R, Di Bisceglie B, Cordasco G, Festa F. Evaluation of the friction of self-ligating and conventional bracket systems. *Eur J Dent* 2011b; 5: 310-317

Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristic of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod* 1998; 20: 589-596

Thorstenson GA, Kusy RP. Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 120: 361–370

Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod* 1998; 20: 589-596

Tidy DC, Orth D. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 96: 249-254

Turnbull NR, Birnie DJ. Treatment efficiency of conventional vs self-ligating brackets: effects of archwire size and material. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 395-399

Vaughan JL, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995; 107: 20-27

Vinay K, Venkatesh MJ, Nayak RS, Pasha A, Rajesh M, Kumar P. A comparative study to evaluate the effects of ligation methods on friction in sliding mechanics using 0.022" slot brackets in dry state: An In-vitro study. *J Int Oral Health* 2014; 6: 76-83

Voudouris JC, Kuflinec MM, Bantleon HP, Muhs S, Peschek A. Selbstligierende Twin-Brackets (Teil II) – Klinische Anwendung. *Inf Orthod Kieferorthop* 2003; 35: 19-26

Voudouris JC, Schismenos C, Lackovic K, Kuflinec MM. Self-ligation esthetic brackets with low frictional resistance. *Angle Orthod* 2010; 80: 188-194

Wichelhaus A, Eichenberg T. Mechanobiologie. In: Herbert FW, ed. *Kieferorthopädie – Therapie Band 1*. Stuttgart: Thieme, 2013: 54-59

Williams CL, Khalaf K. Frictional resistance of three types of ceramic brackets. *J Oral Maxillofac Res* 2013; 4: e3

Xiaowei L, Luyi Y, Huifang Z, Yan D, Qi W, Wei J, Yanran W. Comparison of friction force between Lock-loose bracket and traditional bracket. *West China journal of stomatology* 2014; 32: 570-574

8. Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich ganz besonders bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. rer. nat. C. Bourauel für die freundliche Überlassung des Themas, die stets hilfreiche und geduldige Betreuung, die fachliche Beratung sowie die immer freundliche Unterstützung und Motivation bei auftretenden Problemen bedanken.

Herrn Dr. rer. nat. Dipl.-Math. L. Keilig und Frau Dr. rer. nat. Dipl.-Ing. S. Reimann danke ich sehr herzlich für die immer freundliche Hilfestellung und Unterstützung.

Ebenfalls danken möchte ich meiner Familie und meinen Freunden, die mich stets in allen Belangen ermutigt und unterstützt haben.