

Der Effekt der Ligatur auf Torque-, Rotations- und Angulationsmoment bei verschiedenen 0.018“ lingualen Brackets

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Michael Johannes Denzer

aus Bitburg

2022

Für meine Eltern

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachterin: Priv. Doz. Dr. med. dent. Svenja Beisel-Memmert

Tag der Mündlichen Prüfung: 19.12.2022

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. dent. H. Stark

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung	8
1.1 Bracketaufbau in der Lingualtechnik	9
1.2 Drehmomentübertragung in der Theorie.....	11
1.3 Drehspiel.....	12
1.4 Effektives Torquespiel.....	13
1.5 Drehmomentübertrag bei der Angulation und Rotation	13
1.6 Übersicht zum Stand der bisherigen Untersuchungen.....	14
2. Material und Methoden	19
2.1 Bracketauswahl.....	19
2.2 Drähte	22
2.3 Ligaturen	24
2.4 Versuchsaufbau – Torque.....	25
2.5 Versuchsaufbau – Angulation / Rotation	27
2.6 Messverfahren	29
2.7 Reproduzierbarkeit für die Torquemessungen.....	30
2.8 Stichprobengröße – Analyse.....	32
2.9 Datenverarbeitung.....	33
2.10 Statistische Auswertung	37
3. Ergebnisse	39
3.1 Torquemessungen	39
3.2 Vergleiche des effektiven Torquespiels der Brackets untereinander	67
3.3 Angulations- & Rotationsmessungen	71
4. Diskussion	95
4.1 Materialauswahl	95
4.2 Versuchsaufbau	97
4.3 Methodik der Torque-Messungen	97
4.4 Methodik der Angulations- und Rotations-Messungen.....	98
4.5 Diskussion der Datenverarbeitung	99

4.6	Diskussion der Standardabweichung	100
4.7	Resümee der Ziele	101
4.8	Diskussion der Ergebnisse im Vergleichen zur Literatur	103
4.9	Klinische Bedeutung der Ergebnisse	105
4.10	Grenzen der Studie	107
5.	Zusammenfassung	108
6.	Abbildungsverzeichnis	110
7.	Tabellenverzeichnis	115
8.	Literaturverzeichnis	118
9.	Danksagung	121

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Varianzanalyse (<i>ANalysis Of VAriance</i>)
Elast.	Elastic
GK	Gummikette
IQA	Interquartilabstand
Lig.	Ligatur
ling.	lingual
NiTi	Nickel-Titan
OK	Oberkiefer
SD	Standardabweichung
SS	Stainless Steel
SPSS	Statistical Package for the Social Science
TMA	Titanium-Molybden Alloy der Firma Ormco
UK	Unterkiefer
β III	β III Titan

1. Einleitung

Kieferorthopädie ist die Lehre von der Erkennung, Verhütung und Behandlung von Dysgnathien. Zur Behandlung stehen verschiedene kieferorthopädische Geräte zur Verfügung, die nach ihrer Lokalisation in intra- und extraorale Geräte eingeteilt sind. Alle extraoralen Geräte sind abnehm- oder herausnehmbar, bei den intraoralen Geräten müssen die abnehmbaren von den festsitzenden Apparaturen der Multiband-Bracket-Technik unterschieden werden (Kahl-Nieke, 2010).

Alle Zahnbewegungen bei denen eine Kontrolle der Wurzelbewegung indiziert ist, erfordern eine festsitzende Apparatur. Das heißt, dass jede körperliche Bewegung der Zähne mit einer solchen Multiband-Bracket-Apparatur durchgeführt werden soll. Während früher kieferorthopädische Therapien vorwiegend bei Heranwachsenden durchgeführt wurden, werden heutzutage immer mehr Erwachsenenbehandlungen gewünscht. Die klassische Multiband-Bracket-Apparatur wird bukkal an die Zahnreihen mittels Adhäsivtechnik fixiert. Um diese ästhetischer bzw. unauffälliger zu gestalten, gibt es neben den Metall- auch Keramik- oder Kunststoffbrackets.

Alternativ zu diesen bukkal angebrachten Apparaturen gibt es auch die Möglichkeit, die Brackets auf der Lingualfläche der Zähne anzubringen (Abb. 1). Die sogenannte Lingualtechnik wurde in den 70er Jahren des letzten Jahrhunderts entwickelt. Vor allem bringt die Lingualtechnik ästhetische Vorteile mit sich, nicht nur während der Tragedauer. Während bei der Bukkaltechnik nach der Entbänderung oftmals white spots auf den sichtbaren Flächen des Zahns zurückbleiben, bleiben die Bukkalflächen bei der Lingualtechnik unberührt. Ebenso soll durch die Reinigungskräfte der Zunge das Phänomen der white spots weniger stark ausgebildet sein. Allerdings wird der Zungenraum durch die lingual geklebten Brackets verkleinert, was zu Irritationen der Zunge und einer eingeschränkten Phonetik führen kann. Des Weiteren ist die Reinigung der kieferorthopädischen Apparatur an sich schwieriger (Kahl-Nieke, 2000).

Indikationen für die Lingualtechnik sind, neben dem Patientenwunsch nach einer ästhetisch anspruchsvollen Lösung, Stellungsanomalien mit einem ausreichenden vertikalen Überbiss und Distalbefunde mit Tiefbiss. Bei Anomalien mit einem geringen vertikalen Überbiss besteht die Gefahr der iatrogenen Bissöffnung (Kahl-Nieke, 2000).

Die Lingualtechnik unterscheidet sich auch in der Planung und Anbringung von der Bukkaltechnik. Das Incognito™-System (3M, Saint Paul, USA) sowie das Win™-System (DW Lingual Systems GmbH, Bad Essen, Deutschland) basieren auf Situationsabformungen, die in ein Labor geschickt werden. Dort wird der Zahnbogen am Modell optimiert und die Bracketbasen individuell an die Oralflächen der Zähne angepasst. Die individuellen Brackets werden dann am Patientenmodell positioniert und mittels eines Übertragungsschlüssel in dieser Position in den Mund transferiert. Dadurch kann das vorher simulierte Endergebnis annähernd erreicht werden (Vorgehensweise aus „Klinisches Handbuch“ der Firma DW).



Abb. 1: Intraorale Bilder eine Incognito-Apparatur mit Stahlligaturen.

1.1 Bracketaufbau in der Lingualtechnik

Ein Bracket besteht aus zwei Teilen: Zum einen aus einem von den Flügeln begrenzten Slot, der einseitig geöffnet ist, um den Draht einzubringen, und zum anderen aus einer Basis, welche die Kontaktfläche zum Zahn herstellt.

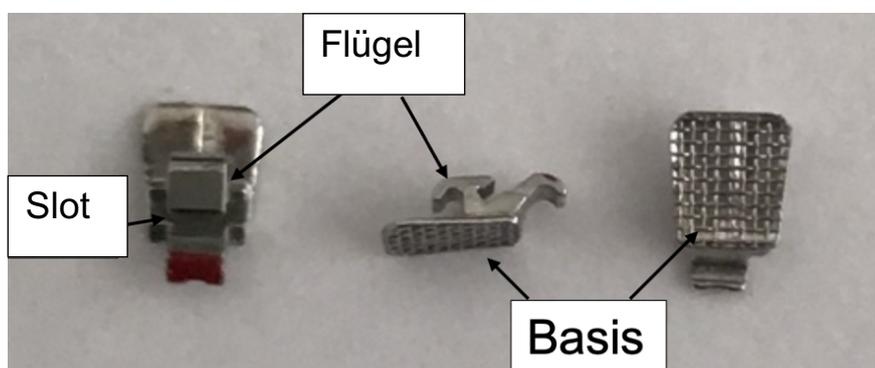


Abb. 2: Aufbau eines Lingualbrackets am Beispiel des STb™-Frontzahnbrackets.

Linguale Brackets unterscheiden sich in ihrem prinzipiellen Aufbau von den Standardbukkalbrackets. Während Bukkalbrackets meist vier Flügel aufweisen (zwei ober- und zwei unterhalb des Slots), unterscheiden sich die Anzahl der Flügel in der Lingualtechnik je nach Firma und Zahn. Frontzahnbrackets besitzen meist nur ein Flügelpaar (Abb. 2), Molarenbrackets zwei Flügelpaare. Die Prämolarenbrackets sind entweder mit zwei Flügeln versehen (Incognito™, STb™; Ormco, Orange, USA) oder weisen den gleichen Aufbau wie die Molarenbrackets auf (Joy™; Adenta GmbH, Gliching, Deutschland).

Die Öffnung des Slots ist ein weiteres Unterscheidungsmerkmal. In der Bukkaltechnik ist der Slot meist horizontal geöffnet. Bei den lingual fixierten Brackets unterscheiden manche Firmen zwischen Frontzahnbrackets und Seitenzahnbrackets. So differenziert zum Beispiel das Incognito™-System zwischen Frontzahnbrackets mit einem vertikal offenen Slot und den Seitenzahnbrackets mit einem horizontal offenen Slot. Andere Firmen nutzen lediglich einen horizontalen Slot. Allerdings stellten in der Studie von Sifakakis et al. (2013) die Autoren nebenbefundlich fest, dass die Orientierung des Slots (vertikal/horizontal) bei Lingualbrackets, keinen Einfluss auf das entstehende Drehmoment hat.

Die festsitzende Apparatur im Mund besteht nicht nur aus den am Zahn befestigten Brackets, sondern auch aus austauschbaren Drähten und Ligaturen. Der Draht besitzt alle Informationen zur Zahnbewegung und wird in der Lingualtechnik meist individuell angefertigt und mit den individuellen Brackets geliefert. Die Ligatur hält den Draht in Position und drückt diesen in den Slot. Ligaturen unterscheiden sich nicht nur im Material, sondern auch in ihrer Anbringungsweise. Neben den ‚einfacheren Ligaturen‘, bei denen die elastischen Ligaturen einfach um die Flügel gelegt werden, gibt es verschiedene Varianten, bei denen vor allem die Stahlligatur oder die Gummikette aufwendiger um die Flügel bzw. Haken gelegt werden (z.B. Overtie oder Powertie, Abb. 3).



Abb. 3: Powerties (33-42; mit Pfeil markiert) und Overtie (43) am untermaßigen Kantbogen (Incognito-System; modifiziert nach Siekmann et al., 2012).

1.2 Drehmomentübertragung in der Theorie

Um ein Drehmoment zu erzeugen, muss ein Zweipunktkontakt zwischen Bracket, das die Haltevorrichtung darstellt, und einem aktiven Kraffelement (Draht) bestehen (Blodgett und Andreasen, 1968). Dies zugrunde gelegt bedeutet: Es kommt bei der Torquebewegung erst dann zum Drehmomentübertrag, wenn sich der Draht im Slot verkantet. Besteht also noch kein Kontakt zwischen Draht und Innenseiten des Brackets, sollte auch das Drehmoment – so die Theorie – gleich null sein. Kommt es nun aber zum Kontakt, sollte das Drehmoment mit jeder weiteren Drehung des Drahtes linear steigen (Abb. 4).

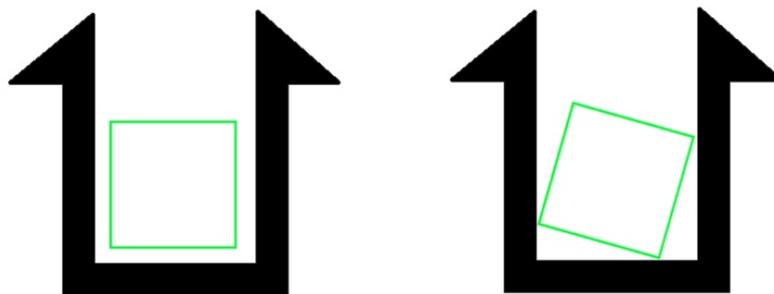


Abb. 4: Drehmomentübertrag in der Theorie (Torque), Links: Es besteht kein Kontakt zwischen dem Bracket (schwarz) und dem eingebrachten Draht (grün). Somit findet in diesem Moment keine Übertragung von Drehmomenten statt. Rechts: Ist der Draht so weit gedreht, dass die Innenseiten des Brackets berührt werden, kommt es zur Drehmomentübertragung.

1.3 Drehspiel

Das sog. Drehspiel („rotational play“; „play“) ist als eben jener Winkel definiert, der nötig ist, damit eine Drehmomentübertragung zwischen Draht und Bracket erfolgt. Daratsianos et al. untersuchten im Jahr 2016 die Auswirkung des Drahts auf das Torquespiel bei verschiedenen Drahtgrößen und Systemen. Sie verwendeten zur Fixation jeweils eine normale Gummiligatur (Quik-Stik™, 3M Unitek Corporation, Monrovia, USA), da andere Ligaturen nicht bei allen Systemen reproduzierbar fixiert werden konnten. Somit konnten sie für jede gebräuchliche Drahtgröße das jeweilige Spiel feststellen. Während sogenannte Slot-füllende Drähte wenig Spiel aufwiesen, war das Spiel größer, je kleiner der Draht war (vgl. Abb. 5).

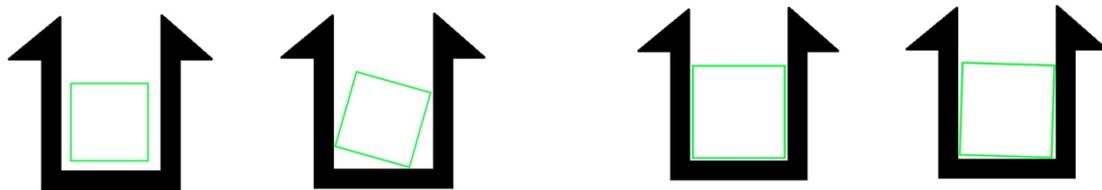


Abb. 5: Vergleich des Torquespiels anhand eines unterdimensionierten und eines Slot-füllenden Drahts. Zur Verdeutlichung des oben beschriebenen Spiels sieht man links einen unterdimensionierten Draht und rechts einen Slot-füllenden Draht. Der linke Draht muss deutlich stärker gedreht werden, damit es zu einem Kontakt zwischen Bracket und Draht kommt. Der rechte muss zwar viel weniger stark gedreht werden, aber auch hier ist eine leichte Rotation erforderlich.

Allerdings kam es schon zu einer Drehmomentübertragung, bevor der Draht sich verkannte. Dies führte Daratsianos (2010) auf verschiedene mögliche Faktoren zurück. Unter anderem nennt er Unregelmäßigkeiten im Herstellungsprozess, Kantenabschrägung der verwendeten Brackets bzw. der Drähte – oder aber die Wirkung der elastischen Ligatur.

Letzteres deckt sich mit der Untersuchung von Lossdörfer et al. (2014), die ebenfalls das Spiel verschiedener Drahtgrößen testeten. Diese führten aus, dass elastische Ligaturen den Draht auf den Boden des Slots drücken und so einen Teil des Spiels reduzieren. In eine ähnliche Richtung deutet die Untersuchung von Migliorati et al. (2019). Diese legten dar, dass die Ausprägung des Drehmoments von den Zugeigenschaften der verschiedenen elastischen Ligaturen abhängig ist.

1.4 Effektives Torquespiel

Das effektive Torquespiel muss vom Torquespiel unterschieden werden. Das effektive Torquespiel wird als jener Winkel beschrieben, der nötig ist, um klinisch relevante Drehmomente zu erzeugen. Während manche Autoren ein Mindestdrehmoment von 0,5 Ncm (= 5 Nmm) für erforderlich erachten, um eine Torquebewegung an einem oberen mittleren Frontzahn durchzuführen (Fizzel und Jabarak 1972, Moyers 1973, Reitan 1964), geben andere wiederum ein Drehmoment von 10-20 Nmm an (Bantleon und Droschl, 1988; Burstone, 1966; Reitan, 1957). Daratsianos et al. (2016) nutzten in ihrer Untersuchung Drehmomentwerte von 2 Nmm, 5 Nmm und 10 Nmm zur Auswertung des effektiven Spiels. Migliorati et al. (2019) nutzten ebenfalls den Wert 5 Nmm.

Daratsianos (2010) fand heraus, dass die Drehmomentwerte für einen Ein-Bracket-Versuch halb so groß sind, wie bei einem Drei-Bracket-Versuch, der der klinischen Situation entspricht. In dieser Untersuchung wurden zur späteren Auswertung die Drehmomentwerte für 2 Nmm und 5 Nmm herangezogen. Da es sich um einen Ein-Bracket-Versuch handelt, wurde mit Drehmomentwerten gearbeitet, die halb so groß waren.

1.5 Drehmomentübertrag bei der Angulation und Rotation

Der notwendige zwei-Punkt-Kontakt bei der Angulation und Rotation wird nicht zwingend durch die Slotinnenwände erzeugt. Zeigt die Rotationsrichtung in Slotöffnung, liegen die Kontaktpunkte des Drahts zum einen an einer Slot-begrenzenden Kante und zum anderen an der Ligatur. Dadurch beeinflusst die Ligatur das Drehmoment. Da es verschiedene Ligaturen gibt, die sich sowohl in Material, Durchmesser und Umfang unterscheiden, halten diese unterschiedlich stark den Draht im Slot. Die Überlegung war zusätzlich, dass die Ligatur möglicherweise bei einem breiteren Bracket stärker beansprucht, bzw. stärker/schneller gespannt wird und es dadurch früher zu einer Übertragung von Drehmomenten kommt (Abb. 6).

Dies war vor allem interessant für das Incognito™-System. Dieses bietet zusätzlich ein Oberkieferfrontzahnbracket mit einer tip bar an. Durch diese tip bar links und rechts vom eigentlichen Slot wird die effektive Breite des Slots vergrößert. Die

unterdimensionierten Drähten ist das Torquespiel im Vergleich zu Slot-füllenden Drähten hoch. So wurde bei Lössdörfer et al. (2014) für den 0.018“x 0.018“ TMA-Draht ein Winkel von 2 ° bis 3 ° gemessen, um ein klinisch relevantes Drehmoment (2 Nmm) zu erzeugen. Beim 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht wurde hingegen der 2 Nmm-Wert erst bei 8 ° bis 12 ° erreicht.

Daratsianos (2010) nutzte neben den klinisch relevanten Werten auch noch das sogenannte totale Torquespiel, um die Drähte miteinander zu vergleichen. Dies ist ein errechneter Wert. Die nichtlinearen Anteile des Graphen wurden eliminiert und die linearen Teile wurden linear fortgeführt, so dass diese einen Schnittpunkt mit der x-Achse bildeten. Dieser Schnittpunkt wurde als totales Torquespiel bezeichnet (Abb. 7).

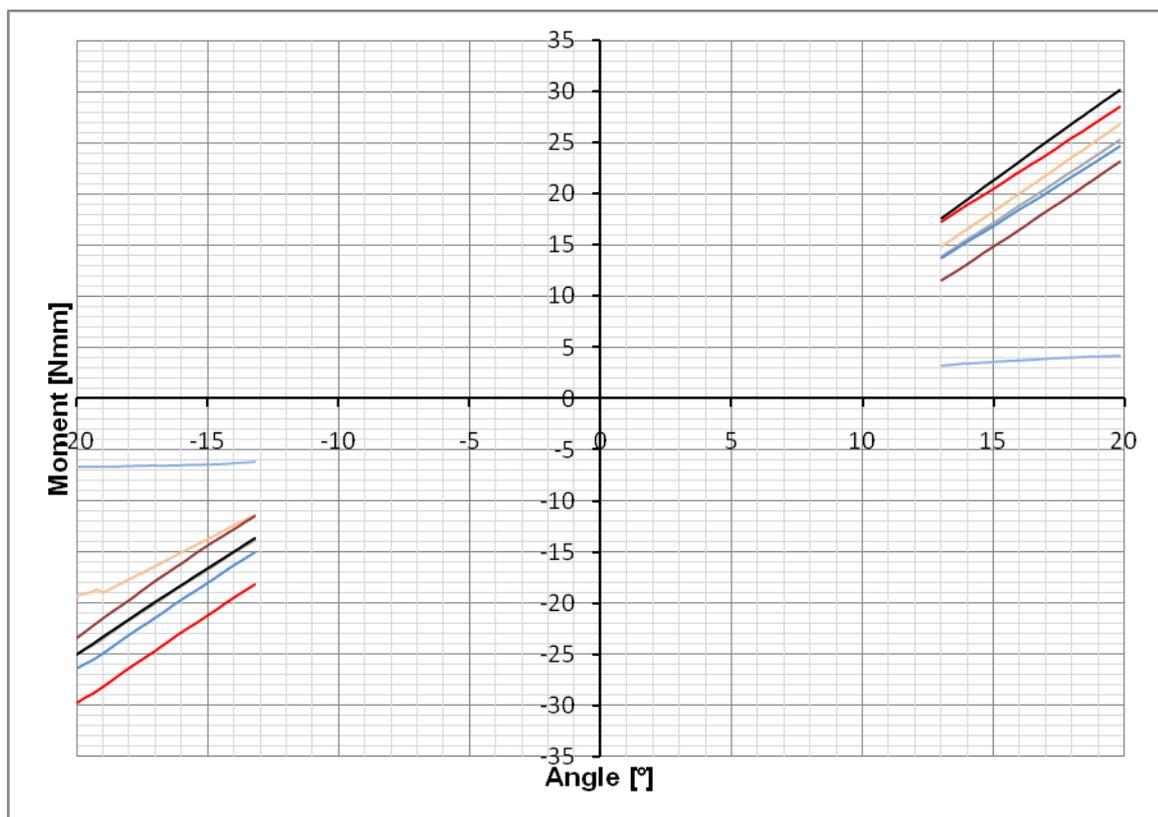


Abb. 7: Winkel-Drehmomentkurve aus Daratsianos (2010) zur Erstellung des totalen Torquespiels. Das totale Torquespiel wurde definiert als Verlängerung der hier sichtbaren linearen Anteile des Graphen auf die x-Achse.

In der Tab. 1 sind jeweils die Werte für das größte totale Torquespiel farbig hinterlegt (grün hinterlegt: größtes Torquespiel; gelb: zweitgrößtes Torquespiel; rot: drittgrößtes Torquespiel). Diese Daten wurden aus Daratsianos (2010) entnommen. Diese Studie ist Grundlage für die spätere Drahtauswahl. Sowohl bei dem Incognito™- als auch beim STb™-System wies der Stahldraht mit einem Querschnitt von 0.016“x0.022“ das größte Spiel auf. Für das Joy™-System war dies beim 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht der Fall.

Tab. 1: Auszug der Werte des totalen Torquespiel verschiedener Drähte der für diese Arbeit ausgewählten Firmen (grün hinterlegt: größtes Torquespiel; gelb: zweitgrößtes Torquespiel; rot: drittgrößtes Torquespiel). Werte sind der Masterarbeit Daratsianos (2010) entnommen.

Drahtgröße in Zoll	Totales Torquespiel in °		
	Incognito™	Joy™	STb™
0.0175x0.0175	13,0	24,3	21,6
0.017x0.025	9,4	16,4	13,4
0.0182x0.0182	2,4	14,8	8,2
0.0182x0.025	2,2	12,0	6,6
0.016x0.022	17,8	20,0	23,0
0.016x0.024	16,1	21,2	20,0
0.018x0.025	5,5	13,5	8,6

Es stellte sich die Frage, ob man diesen Schwellenwert auch bei den unterdimensionierten Drähten schneller erreichen kann, zum Beispiel durch die Wahl einer anderen Ligatur. So stellten Sifakakis et al. (2013) in ihrer Arbeit zum Vergleich von linguale und konventionellen Brackets dar, dass die Art der Ligatur die Größe des maximalen Drehmoments beeinflusst. Ebenso führten Migliorati et al. (2018; 2019) aus, dass die Ausprägung des Drehmoments von den Zugeigenschaften der elastischen Ligaturen abhängig ist. Dazu untersuchten sie drei elastische Ligaturen der AlastiK Reihe der Firma 3M (Saint Paul, USA) (AlastiK™ lingual ligatures/AlastiK™ Easy-to-tie/AlastiK™ Easy-to-tie in overtie) mit verschiedenen Drähten, die sich sowohl in der Dimension als auch im Material unterscheiden.

Der experimentelle Aufbau von Migliorati et al. (2018; 2019) wurde von der Untersuchung von Lossdörfer et al. (2014) inspiriert. Beide Versuche von Migliorati et al. wurden an

einem idealisierten Modell, bestehend aus acht extrahierten Zähnen, durchgeführt. Die Zähne waren von 14-25 mit Brackets beklebt. Der Zahn 21 wurde ausgelassen, damit das Bracket 21 rotierbar ist, um den Torque zu messen. Dieses Bracket des Zahns 21 war der Angriffspunkt der Versuche. An dem Bracket wurde der Kraftsensor einer Werkstoffprüfmaschine befestigt, die in einem Abstand von 10 mm eine Kraft ausübte.

In Migliorati et al. (2019) zeigten sich lediglich beim 0.016"x0.022" NiTi-Draht signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Ligaturen. Bei sechs weiteren Drähten (0.016"x0.024" SS, 0.017"x0.025" β II Ti, 0.0182"x0.0182" β II Ti, 0.0182"x0.025" β II Ti, 0.017"x0.025" NiTi, 0.018"x0.025" SS) unterschieden sich die drei Ligaturen nicht signifikant voneinander. Bei dem 0.016"x0.022" NiTi-Draht erzielte das Overtie einen signifikant höheren Winkel (28,6 °) im Vergleich zu den beiden anderen Ligaturen (AlastiK™ lingual ligature: 14,9 ° / AlastiK™ Easy-to-tie: 20,5 °). Das extra für die Lingualtechnik entwickelte AlastiK™ der Firma 3M und das AlastiK™ Easy-to-tie unterschieden sich bei keinem der getesteten Drähte signifikant voneinander.

In Migliorati et al. (2018) untersuchten die Autoren die beiden Ligaturen AlastiK™ lingual ligatures und AlastiK™ Easy-to-tie. Sie stellten als Ergebnis fest, dass der Ligaturtyp und die Dehnung, bezogen auf die ersten Monate, keinen Einfluss auf die Effizienz der Drehmomentübertragung haben. In beiden Untersuchungen wurden jedoch Stahlligaturen außer Acht gelassen. Solche werden in der Praxis gerne eingesetzt, wenn es um eine möglichst starre Fixierung geht. Ebenso entspricht die Interbracketdistanz im Versuchsaufbau nicht derjenigen, wie sie im Mund üblich ist. Auch dies hat einen Einfluss auf die erzeugten Drehmomente.

1.7 Fragestellung und Ziele

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung des Einflusses der Ligatur bei Rotationen um alle drei Raumachsen bei verschiedenen Bracket-Draht-Kombinationen. Dabei soll insbesondere folgenden Fragen nachgegangen werden:

1. Hat die Ligatur einen signifikanten Einfluss auf die Übertragung des Drehmoments oder dient sie nur zur Fixierung?
2. Wie viel Einfluss haben die verschiedenen Ligaturen auf das Drehspiel bei klinisch relevanten Drehmomenten?

3. Für welche Drähte spielt die Wahl der Ligatur eine Rolle, um klinisch relevante Drehmomente zu erzeugen?
4. Welchen Einfluss haben Bracket und Drahttyp (für verschiedene Zähne und verschiedene Hersteller) auf das Spiel in verschiedenen Lingualsystemen?
5. Zeigen sich durch Visualisierung der entstehenden Drehmomente im Bereich des Ligatureinflusses Unterschiede zwischen den verschiedenen Ligaturen?
6. Ist es möglich, das effektive Torquespiel der Drähte, die ein relativ großes Torquespiel aufweisen, durch die Wahl der Ligatur zu verbessern?

2. Material und Methoden

2.1 Bracketauswahl

Um einen Querschnitt aller möglichen Konfigurationen der Slots abzubilden, wurde für jede Zahngruppe ein Bracket ausgewählt. Ausgewählt wurden folgende Brackets verschiedener Systeme und Hersteller:

- Frontzahn-,
- Prämolaren- und
- Molarenbrackets.

Ausgehend von den auf dem deutschen Markt erhältlichen Systemen (siehe Tab. 2), erfolgt die Versuchsdurchführung anhand der folgenden Systeme:

- Incognito™ (3M),
- Joy™ (Adenta) und
- STb™ (Ormco).

Die Auswahl erfolgte anhand folgender Kriterien: Selbstligierende Systeme wurden ausgeschlossen, da sie keine Ligatur benötigen und somit für eine Untersuchung über die Auswirkung der Ligatur nicht geeignet sind. Die Systeme 2D Lingual Bracket (Forestadent Bernhard Förster GmbH, Pforzheim, Deutschland), In-Ovation (Dentsply Sirona, Charlotte, USA), Evolution SLT (Adenta GmbH, Gliching, Deutschland) Harmony (ASO International Inc., Tokio, Japan) und Alias (Ormco, Orange, USA) sind aus diesem Grund nicht geeignet.

Um eine bessere Vergleichbarkeit zu gewährleisten, wurden Systeme ausgewählt, die ähnlich aufgebaut sind. Insoweit ist bereits eine einheitliche Slotgröße der Systeme für die Vergleichbarkeit entscheidend. Sechs der Systeme nutzen einen 0.018"x0.025" großen Slot. Die einheitliche Slotgröße ist wichtig, damit es ein einheitliches Verhältnis zwischen Slotgröße und Drahtdicke gibt. Sonst kommt es schon in der Theorie zu unterschiedlichen Zeitpunkten zur Verkantung des Drahts im Slot. Dadurch entfallen Discovery Delight (Dentaurum, GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland) (Slotgröße: 0.020"x0.025") und Idea L Light (Leone, Sesto Fiorentino, Italien) (Slotgröße: 0.016"x0.016").

Hiro (Medics XXI, Spain) und Kurz (Ormco, Orange, USA) werden nicht mehr so häufig im deutschen Markt genutzt. Die Brackets des Win™-Systems wären grundsätzlich geeignet. Trotz intensiver Bemühung war es jedoch nicht möglich Brackets der Firma DW zu erhalten.

Tab. 2: Zusammenstellung der auf dem Markt erhältlichen Systeme und Auswahl für diese Untersuchung (0.018“ entspricht 0,457 mm; 0.025“ entspricht 0,635 mm).

Firma	Name des Bracketsystems	Slotgröße (in Zoll)	Slotgröße (in mm)	Grund des Nichtnutzen
DW	Win	0.018x0.025	0,457x0,635	Kein Material zur Untersuchung erhalten
3M	Incognito™	0.0182x0.025	0,462x0,635	
Adenta	Joy™	0.018x0.025	0,457x0,635	
Ormco	Kurz 7 th generation	0.018x0.025	0,457x0,635	Nicht mehr häufig genutzt
Ormco	STb™	0.018x0.025	0,457x0,635	
Medics	Hiro	0.018x0.025	0,457x0,635	Nicht mehr aktuell
Dentaurum	Discovery Delight	0.020x0.025	0,508x0,635	zu groß
Leone	Idea L-Bracket	0.016x0.016	0,406x0,406	Alle Brackets haben nur einen Flügel
Forestadent	2D Lingual Bracket			selbstligierend
Dentsply GAC	In-Ovation			selbstligierend
Adenta	Evolution SLT			selbstligierend
ASO	Harmony			selbstligierend
Ormco	Alias			selbstligierend

Geeignet sind die Systeme Joy™ (Adenta) und STb™ (Ormco) als Systeme mit horizontal offenen Slots. Vergleichend dazu wird zusätzlich Incognito™ (3M) getestet (vgl. Abb. 8).

Das Incognito™-System (3M) hat einen vertikal offenen Slot im Frontzahnbereich und einen horizontal offenen Slot im Seitenzahnbereich. Eine weitere Besonderheit ist, dass das Incognito™-Frontzahn-Bracket in drei verschiedenen Breiten angeboten wird. Das Unterkieferbracket ist schmaler als das Oberkieferfrontzahnbracket. Zusätzlich wird für das Oberkieferfrontzahnbracket eine zusätzliche sogenannte „tip-bar“ mit angeboten, das die effektive Breite des Slots vergrößert. Für die Angulationsbewegung wurden alle drei Frontzahnbrackets des Incognito™-Systems untersucht.

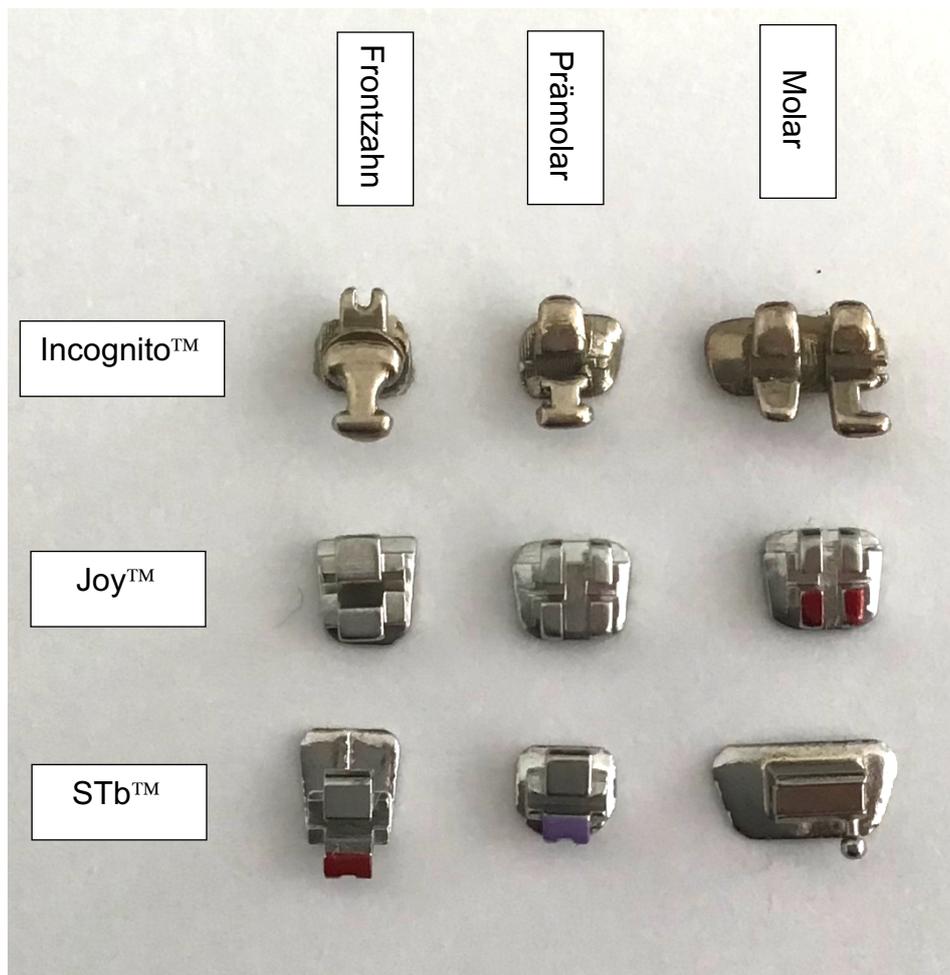


Abb. 8: Übersicht über die erhaltenen Brackets der drei ausgewählten Systeme.

Die gelieferten STb™-Molaren-Brackets hatten ein Röhrchen (Tube) anstatt eines Slots. Somit konnte dort keine Ligatur angebracht werden und diese Brackets fielen aus der Betrachtung heraus.

Tab. 3: Übersicht, welche Brackets bei welcher Bewegungsrichtung getestet wurden.

Bewegungsrichtung	Bracketsysteme		
	Incognito™	Joy™	STb™
Torque	Oberkiefer-Front-zahnbracket	Oberkiefer-Front-zahnbracket	Oberkiefer-Front-zahnbracket
	Prämolarenbracket	Prämolarenbracket	Prämolarenbracket
	Molarenbracket	Molarenbracket	
Angulation	Oberkiefer-Front-zahnbracket		
	Oberkiefer-Front-zahnbracket mit tip bar		
	Unterkiefer-Front-zahnbracket		
Rotation		Oberkiefer-Front-zahnbracket	Oberkiefer-Front-zahnbracket
	Prämolarenbracket	Prämolarenbracket	Prämolarenbracket
	Molarenbracket	Molarenbracket	

Jedes Bracket wird in der Torquebewegung getestet. Bei den Rotations- und Angulationsversuchen wird jedes Bracket nur in einer der beide Richtungen getestet (vgl. Tab. 3). Das liegt daran, dass der Einfluss der Ligatur untersucht werden soll. Ist der Slot horizontal ausgerichtet, wird dieses Bracket in der Rotationsbewegung getestet. Ist der Slot allerdings vertikal ausgerichtet, wird das Bracket in der Angulation getestet. Es soll keine Bewegung untersucht werden, bei der das Spiel durch eine zweite Slotinnenwand bestimmt wird.

2.2 Drähte

Jede Firma empfiehlt für das jeweilige System verschiedene Drähte während des Behandlungszeitraum. Für die drei ausgewählten Systeme gibt es dort Unterschiede. In der folgenden Tabelle werden die empfohlenen Drähte pro System aufgelistet (Tab. 4):

Tab. 4: Zusammenstellung der empfohlenen Drähte der jeweiligen Systeme.

Drahtgröße in Zoll	Drahtgröße in mm	Incognito™	Joy™	STb™
0.016x0.016	0,406x0,406		Stahl, β III Ti, NiTi	TMA, NiTi
0.016x0.022	0,406x0,559	NiTi, Stahl	Stahl, β III Ti, NiTi	
0.016x0.024	0,406x0,610	Stahl		
0.017x0.025	0,412x0,635	NiTi, β III Ti	β III Ti, NiTi	TMA
0.0175x0.0175	0,445x0,445	β III Ti		TMA
0.018x0.018	0,457x0,457		Stahl	
0.018x0.025	0,457x0,635	NiTi, Stahl	Stahl	
0.0182x0.0182	0,462x0,462	β III Ti		
0.0182x0.025	0,462x0,635	β III Ti		

Es wurde der Draht ausgewählt, der in der Masterarbeit von Daratsianos (2010) das größte totale Torquespiel aufwies. Dies war beim Incognito- und STb™-System der 0.016“x0.022“ (0,41 mm x 0,56 mm) Stahldraht. Beim Joy™-System war das beim 0.0175“x0.0175“ (0,44 mm x 0,44 mm) TMA-Draht der Fall. Um eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten, wurde jedes System mit dem 0.016“x0.022“ SS-Draht der Firma Ormco untersucht. Zusätzlich wurden Testungen mit 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht durchgeführt, sofern damit relevante Drehmomente erzeugt werden konnten. Diese zusätzliche Messung war vor allem für das Joy™-System relevant. Der 0.016“x0.024“-Draht unterscheidet sich vom 0.016“x0.022“ nur um 0.002 Zoll. Dies entspricht 0,05 mm. Falls sich viele signifikante Unterschiede bei den beiden erstuntersuchten Drähten ergaben, wurde dieser als drittes gemessen. Auf weitere Millimeter-Angaben der Abmessung wird im Weiteren verzichtet, da in der überwiegenden Literatur Zoll-Angaben genutzt werden.

2.3 Ligaturen

Auch in diesem Fall musste eine Auswahl von verschiedenen Ligaturen erfolgen. Das wichtigste Kriterium war, dass die Art der Ligatur häufig für das entsprechende Bracket genutzt wird (vgl. Tab. 5). Deswegen wurden neben den einfacheren Varianten aus verschiedenen Elastics und Stahlligaturen noch zusätzlich das Overtie (aus Stahl und Gummikette) und das Powertie aus der Gummikette untersucht. Daneben wurde die extra für die Lingualtechnik entwickelte Ligatur von 3M (3M AlastiK™ Lingual-Ligaturen) als einfache Variante und als Overtie getestet. Da die in der Anbringung zeitlich aufwendigeren Ligaturen (z. B. Powertie oder Stahlovertie) vor allem dazu dienen, den Draht noch besser in den vertikalen Slot zu ligieren und alle Informationen des Bracket-Bogensystems vollständig darzustellen (Siekmann et al., 2012), wurden diese auch nur mit vertikal offenen Slots, d.h. nur an dem Incognito™-Frontzahnbracket, getestet.

Tab. 5: Zusammenstellung der genutzten Ligaturen.

Bezeichnung in dieser Arbeit	Firmenbezeichnung	horizontal offener Slot	vertikal offener Slot
Small elastic ligature	EasyOn Safety Power Rings .090 (Pelz & Companion GmbH, Lindenberg, Deutschland)	X	X
Normal elastic ligature	Ormco Colours (Ormco, Orange, USA)	X	X
Lingual elastic ligature	3M AlastiK™ Lingual-Ligaturen (3M, Saint Paul, USA)	X	X
Steel ligature	Stahlligatur (Advance Orthodontics, Düsseldorf, Deutschland)	X	X
Overtie Powerchain	Ormco grey generation II Power Chain (close space) (Ormco Orange, USA)		X
Overtie steel ligature	Advance Orthodontics		X
Overtie lingual elastic	3M AlastiK™ Lingual-Ligaturen (3M, Saint Paul, USA)		X
Powertie	Ormco grey generation II Power Chain (close space)		X

2.4 Versuchsaufbau – Torque

Es handelte sich um einen In-vitro Versuch an einer individuell gebauten Maschine. Das Gerät bestand aus zwei gegenüberliegenden Rotationstischen. Der linke Tisch konnte mittels eines Motors gedreht werden. Beide Tische konnten zusätzlich per Hand rotiert werden. Der linke Tisch war auf einer Schiene befestigt, was diesen in seiner Gesamtheit verschiebbar machte. Es gab also drei Möglichkeiten, die Drahtposition manuell zu optimieren, (siehe Abb. 9, 10). Am linken Tisch war ein Drehmomentsensor befestigt, der

seine Daten an einen Computer übermittelt. Der Sensor hatte eine Auflösung von 0,03 Nmm und konnte bis zu 120 Nmm messen (Plietsch et al., 1994).

Das Bracket wurde mittels eines zwei-Komponenten-Polymethylmethacrylatklebers (Stabilit Express, Henkel, Düsseldorf, Deutschland) an einer Stahlachse am rechten Tisch fixiert. Am motorbetriebenen linken Tisch wurde der Draht in einer Stahlachse eingespannt, die mittig hohl ist. Mit Hilfe von jeweils zwei gegenüberliegenden Schrauben kann der Draht darin fixiert und mittig justiert werden. Der Abstand zwischen Bracketslot und Stahlachse beträgt 4,6 mm. Dies entspricht der mittleren Interbracketdistanz im Mund.

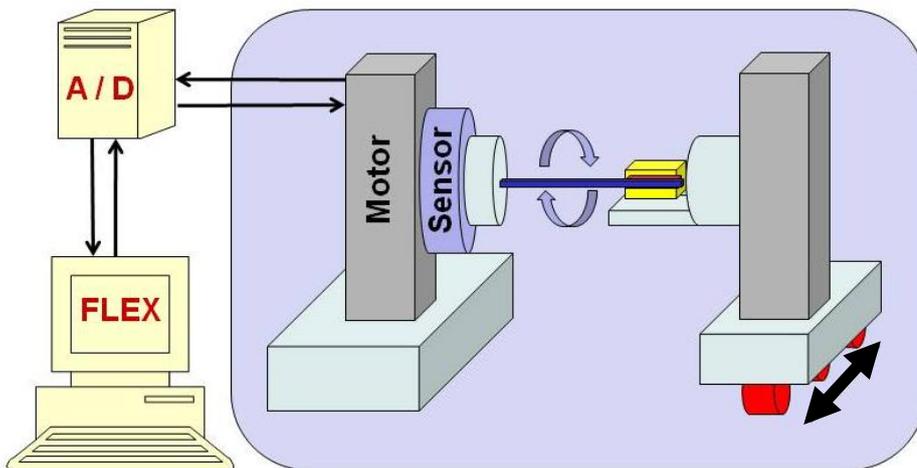


Abb. 9: Schematischer Versuchsaufbau. Auf der rechten Seite sieht man die zwei sich gegenüberstehenden Rotationstische. Während der rechte Rotationstisch im Ganzen zu verschieben ist, ist der linke Tisch fixiert. Am fixierten Tisch befindet sich der Motor und der Sensor, der über einen Umwandler mit dem Steuerprogramm verbunden ist (modifiziert nach Daratsianos, 2010).

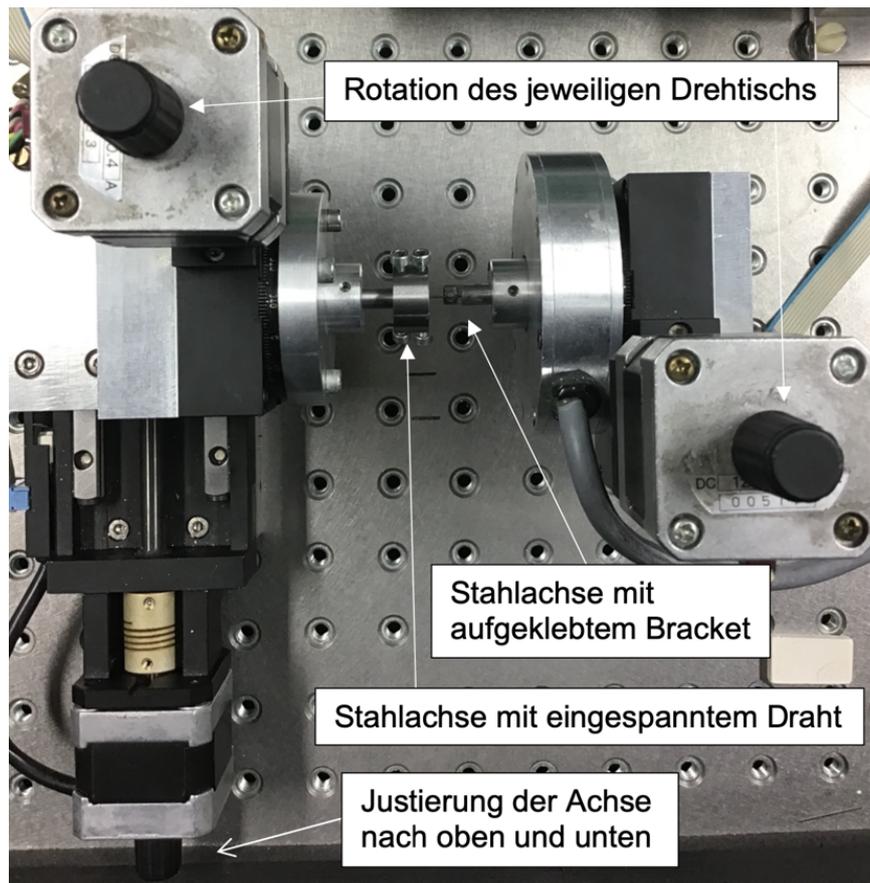


Abb. 10: Aufsicht auf den Experimentaufbau. Man hat einen Blick auf die beiden Rotationstische von oben. Der Draht kann an drei Stellschrauben mittig im Bracketslot positioniert werden. Zum einen kann der linke Rotationstisch im Ganzen verschoben werden, zum anderen können beide Rotationstische manuell rotiert werden. Der Draht wird an der Stahlachse über vier Schrauben fixiert. Die Stahlachse an sich kann um 360° gedreht werden und wird ebenfalls über Schrauben am linken Rotationstisch fixiert. Das Bracket ist auf eine zweite Stahlachse mittels Stabilit Express geklebt. Diese zweite Stahlachse ist wiederum am rechten Rotationstisch mit Schrauben befestigt.

2.5 Versuchsaufbau – Angulation / Rotation

Im Gegensatz zum Torque-Aufbau ist es nicht möglich, und auch nicht gewünscht, dass der Draht an einer Stahlachse fixiert wird, aufgrund der dadurch zusätzlich entstehenden Kräfte. Statt der Fixierung in der Stahlachse liegt der Draht zwischen zwei 1,2 mm starken Stahlrunddrähten (siehe Abb. 11). Auf der anderen Seite ist der Draht im Bracket mittels Ligatur befestigt. Das hat den Vorteil, dass keine Einflüsse eventueller Reibung vorhanden sind, sondern lediglich das reine Drehmoment der Bewegung.

Als Abstandshalter wurde zwischen den beiden Runddrähten ein 0.016"x0.022" SS-Vierkantbogen geklebt. Dieser entspricht dem verwendeten Draht des Experiments. Durch das Kleben der Konstruktion ist es zu einem minimal größeren Abstand zwischen den Runddrähten gekommen, dadurch kommt es zu keiner Reibung, aber es entsteht ein zusätzliches Spiel (Umkehrspiel). Dieses Umkehrspiel ist auch später in den Daten zu erkennen. Wie dieses eliminiert wird, wird weiter unten erläutert (siehe Datenverarbeitung).

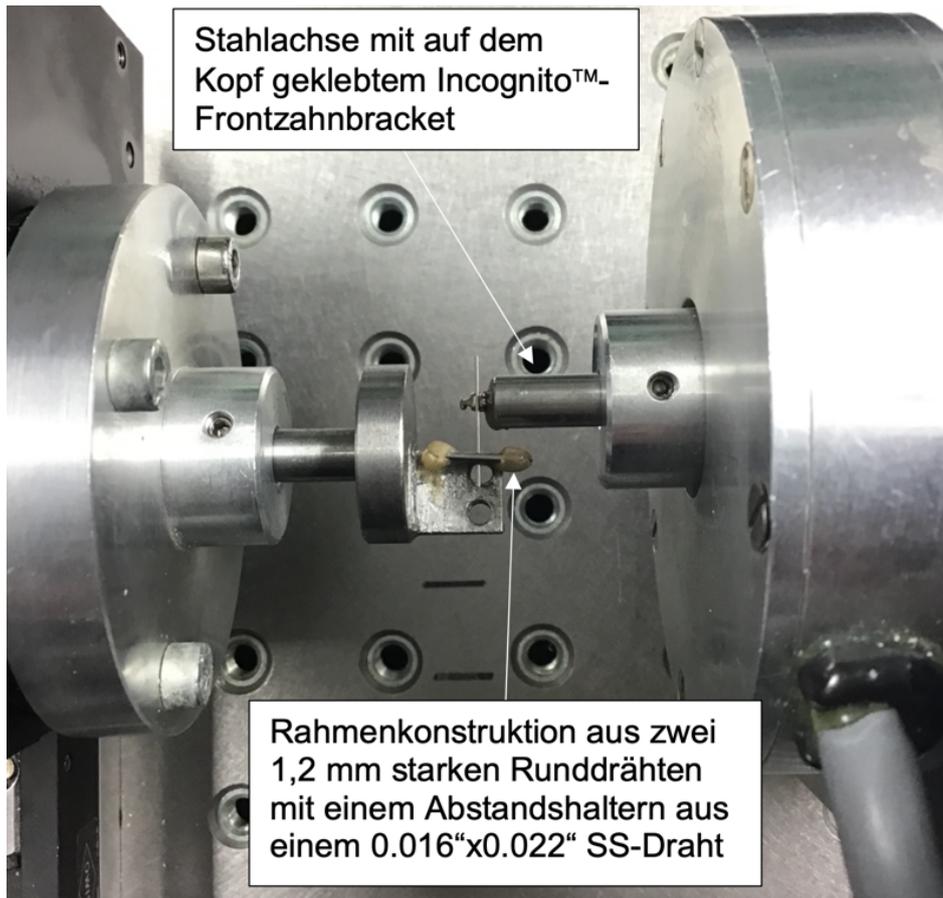


Abb. 11: Aufsicht auf den Versuchsbau Angulation. Nahaufnahme der beiden an den Rotationstischen fixierten Stahlachsen. Der Draht wird einerseits im Bracketslot mit einer Ligatur fixiert. Auf der anderen Seite liegt der Draht locker in einer individuell angefertigten Rahmenkonstruktion, die für die beiden Anschlagpunkte des Drahts während der Rotation sorgt.

Die Angulations- und Rotationsversuche sind identisch. Lediglich die Position des Brackets an der Stahlachse ändert sich. Während bei den Rotationsversuchen die gleiche Fläche genutzt werden kann wie bei den Torqueversuchen, muss bei den Angulationsversuchen das Bracket auf die Kopfseite der Stahlachse geklebt werden. Um die Brackets

exakt auf der jeweiligen Achse zu positionieren, wurden diese mit einer Klebehilfe justiert (Abb. 12). Somit kann sichergestellt werden, dass der Slot genau in die richtige Richtung zeigt und es kaum zu Reibungsphänomenen kommt. Dazu wird ein Slot-füllender Draht mittels einer Stahlligatur im Bracket befestigt. Dieser Draht wird auf der anderen Seite in der Stahlachse eingespannt, die auch für die Torque-Versuche verwendet wird. In dieser Stahlachse kann nun der Draht und somit auch der Slot parallel zum Boden und mittig auf die spätere richtige Stahlachse positioniert werden. Die zweite Stahlachse wird mit Stabilit Express bestrichen und unter das Bracket in die korrekte Position geschoben.

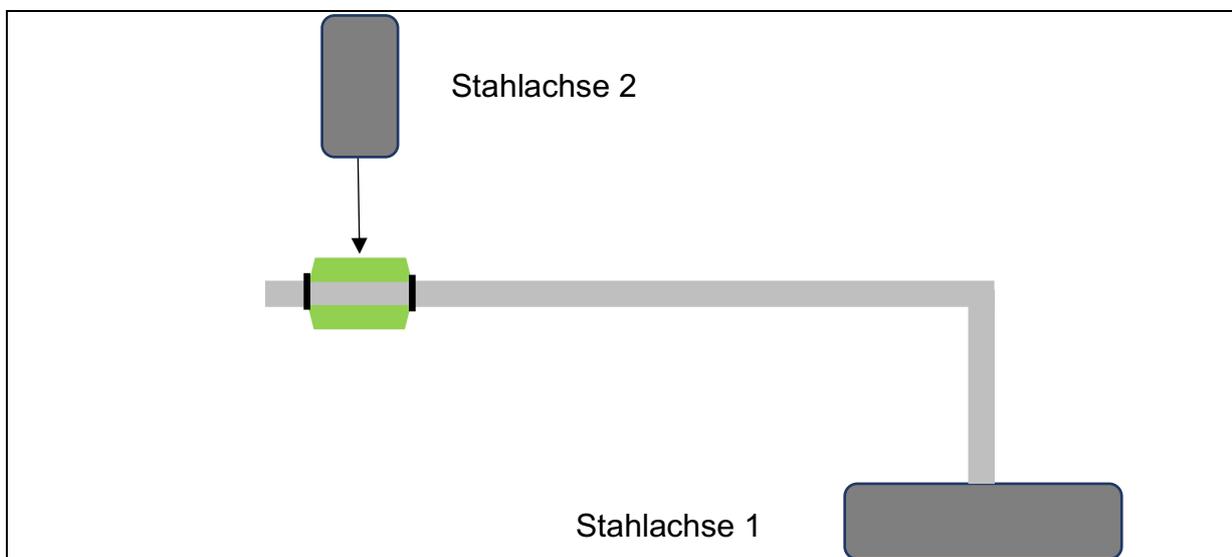


Abb. 12: Klebehilfe Angulation und Rotation (dunkelgrau: Stahlachsen; hellgrau: Slot-füllender Draht; grün: Bracket; schwarz: Stahlligatur). Das Bracket wurde mit Hilfe einer Stahlligatur an einem Slot-füllenden Draht befestigt. Dieser Draht war parallel zum Boden ausgerichtet, sodass der Slotboden dies ebenfalls war. Die zweite Stahlachse wurde mit Stabilit Express bestrichen und dann unter das Bracket geschoben. Überschüsse des Klebers wurden erst entfernt, als dieser angetrocknet war.

2.6 Messverfahren

Torque

Der Draht ist in der Nullposition eingespannt. Bei Start einer Messung wird zunächst der linke Rotationstisch von der 0 °-Position auf -20 ° gefahren. Auf dieser Position startet die Aufzeichnung der Messwerte. Von -20° rotiert der Tisch auf +20 ° und wieder zurück auf -20 °. Der gesamte Vorgang stellt eine Messung dar. Alle 0,2 ° wird ein Wert an das

speziell geschriebene Steuerprogramm FLEX übertragen. Insgesamt werden also pro Messung 399 Messdaten ermittelt. Diese Messung wird für jede Materialkombination fünf Mal wiederholt (s. Stichprobengröße-Analyse). Da der Draht auf der einen Seite über Schrauben starr fixiert ist und auf der anderen Seite im Bracketslot liegt, verwindet er sich und erzeugt ein messbares Drehmoment.

Rotation und Angulation

Der Draht wird locker in das Bracket und zwischen die beiden Runddrähte gelegt und in der 0 °-Position mittels der entsprechenden Ligatur fixiert. Bei Start der Messung rotiert der linke Rotationstisch auf -12 ° ohne Aufzeichnung der Messwerte. Das Bracket rotiert von -12 ° auf +12 ° und wieder zurück unter Aufzeichnung der Messwerte alle 0,2 °.

Da bei Rotation und Angulation schneller höhere Drehmomente erzeugt werden, muss der Testbereich verkleinert werden. Das heißt, für Gummiligaturen wird von -12 ° bis +12 ° getestet und Stahlligaturen von -5 ° bis +5 °. Dies stellt kein Problem dar, da vor allem die Werte von $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm zur Auswertung dienen. Diese Werte werden immer erreicht.

2.7 Reproduzierbarkeit für die Torquemessungen

Als Erstes wurde die Reproduzierbarkeit getestet, indem fünf Mal genau dasselbe gemessen wurde, d.h. fünf Durchgänge mit derselben Bracket-Draht-Ligatur-Kombination. Dafür wurde der 0.016"x0.022" SS-Draht der Firma Ormco in das Incognito™-Frontzahnbracket gespannt und mit einer Ormco Colours Ligatur fixiert. Die Graphen zeigen, dass der systematische Fehler bei der Messung minimal ist, und das Experiment reproduzierbare Ergebnisse liefert (siehe Abb. 13).

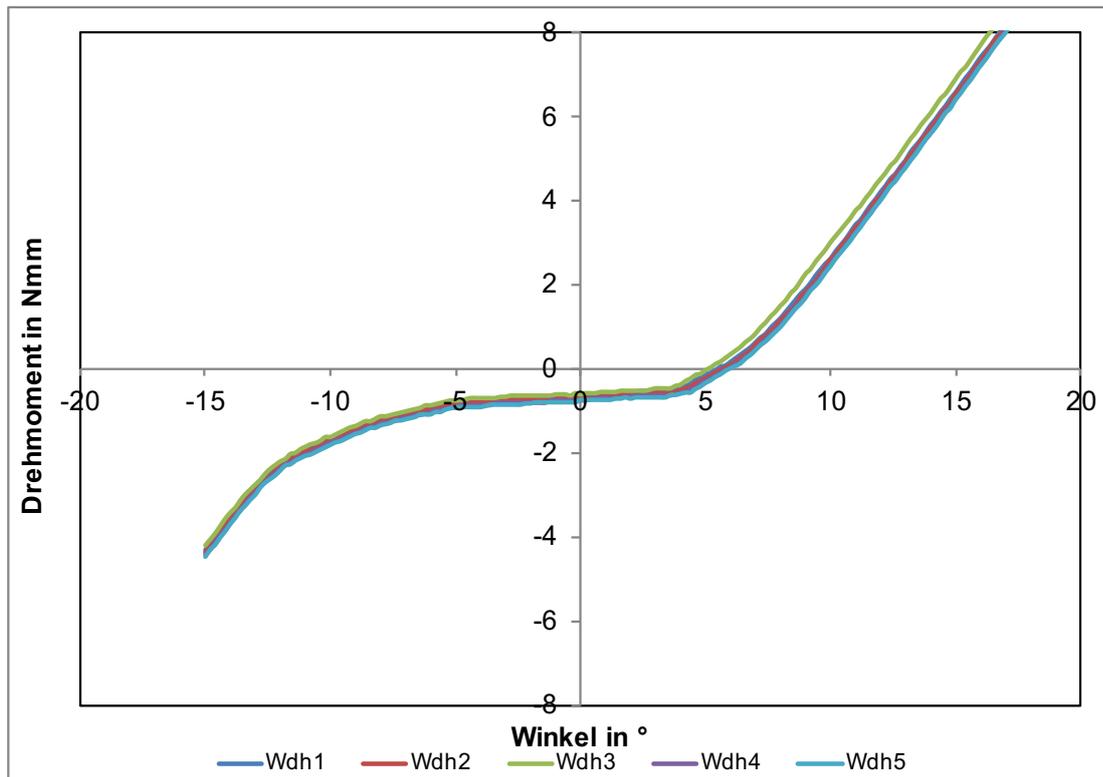


Abb. 13: Reproduzierbarkeitsmessung: Es wurden 5 Wiederholungen (Wdh) mit derselben Bracket-Draht-Ligatur Kombination wiederholt. Dies zeigt, dass der Versuchsaufbau und die verwendete Maschine reproduzierbare Ergebnisse liefern.

Als Nächstes wurden fünf Brackets fünf Mal mit dem gleichen Draht und der gleichen Ligatur getestet. Um den systematischen Fehler der permanenten Deformation der Ligatur und des Drahtes auszuschließen, wurde diesmal jedes Mal ein neues Stück Draht und jeweils eine neue Ligatur genutzt. Auch hierfür wurde die gleiche Kombination der Materialien genutzt wie oben (Bracket: Frontzahnbracket Incognito™, Draht: 0.016“x0.022“ SS, Ligatur: Ormco Colours).

Anschließend wurden drei verschiedene Mittelwerte gebildet:

1. Durchschnitt von allen 25 Messungen.
2. Der Durchschnitt der fünf Brackets (wobei vorher schon von den fünf Wiederholungen für das jeweilige Bracket der Durchschnitt gebildet wurde).
3. Durchschnitt von fünf Wiederholungen von einem zufällig ausgesuchten Bracket (Bracket 3).

Die Kurven (Abb. 14) zeigen, dass sich die Mittelwerte kaum unterscheiden.

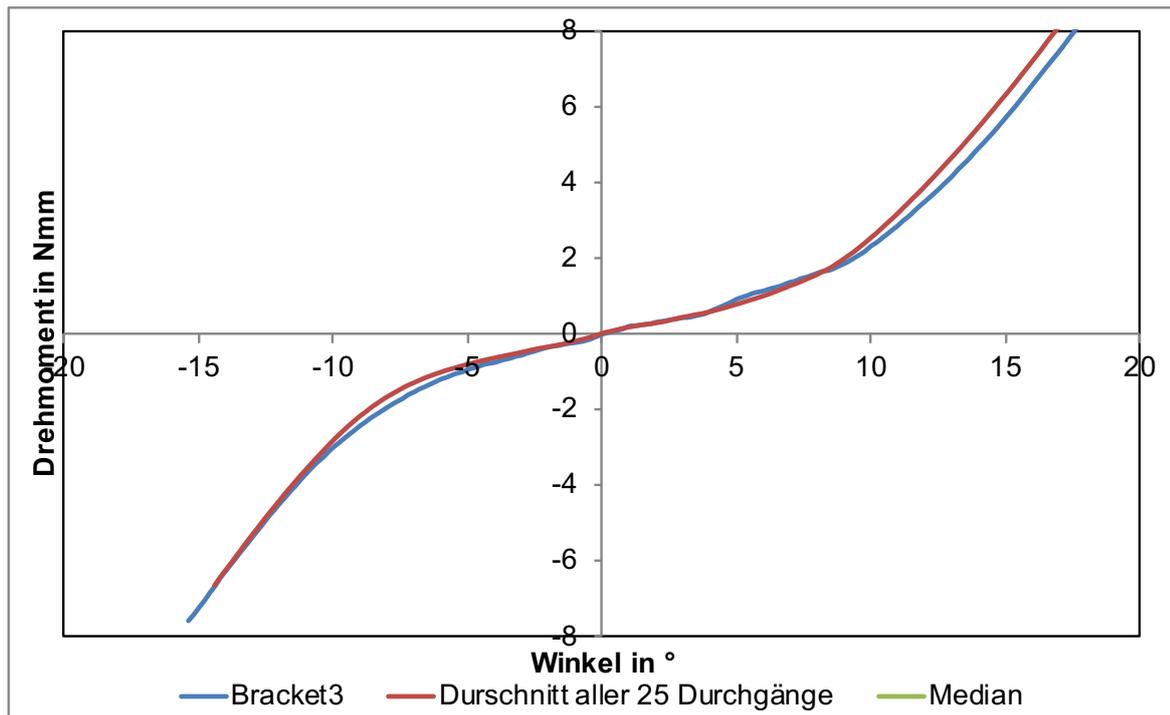


Abb. 14: Winkel/Drehmoment-Kurve der drei verschiedenen Mittelwerte. Die erzeugten Graphen unterscheiden sich minimal. Somit wird gezeigt, dass die verwendeten Materialien für die Versuchsdurchführung geeignet und diese reproduzierbar anzubringen sind.

2.8 Stichprobengröße – Analyse

Zur Analyse wurde das Programm G*Power 3.1 genutzt. Die eingespeisten Werte des Torquespiels wurden aus Daratsianos (2016) entnommen (Tab. 6), da er alle drei genutzten Bracket-Systeme verwendet hat und auch den gleichen Versuchsaufbau gewählt hat. Die Kalkulation wurde durchgeführt mit ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way a priori test ($\alpha=0,05$ und $1-\beta=0,8$ und 8 Gruppen).

Die maximal angestrebte Standardabweichung beträgt $2,4^\circ$, was dem Torquespiel des Incognito™-Brackets mit dem finishing-Draht 0.0182×0.0182 entspricht. Das von der Firma tolerierte Spiel entspricht damit der hier gewünschten Standardabweichung.

Tab. 6: Stichprobenwerte für die ausgewählten Bracketsysteme (Werte für das totale Torquespiel und die Standardabweichung (SD) entstammen der Masterarbeit von Daratsianos, 2016).

	Total torque play (in °)	SD torque play (in °)	Effect size	Total sample size
Incognito™	17,8	1,0	1,2	24
STB™	23,0	1,3	0,92307691	32
Joy™	20,0	4,8	0,25	240

Theoretisch hätte man das Incognito™-Bracket nur drei Mal und das STb™-Bracket lediglich viermal testen müssen, das Joy™-Bracket hingegen 30 Mal. Um den Versuch praktikabel zu gestalten, wurde jedes Bracket fünf Mal getestet, auch auf die Gefahr hin, dass die Versuche für das Joy™-Bracket underpowered sind. Jedes Bracket wird mit jeder Ligatur einmal getestet und danach durch ein neues Bracket ausgetauscht. Dies geschieht insgesamt fünf Mal. Dadurch wurde keine Ligatur durch eventuell bessere Positionierung des Brackets bevorzugt. Der Draht wurde jedes Mal ausgetauscht, damit eventuelle Verformungen keine Rolle spielten.

2.9 Datenverarbeitung

Torque

1. Schritt:

Die Daten wurden mittels Microsoft Excel 2007 in einen Graphen übertragen (Abb. 15). Man sieht eine minimale Abweichung im Bereich von -12 ° bis +12 °. Die Bereiche kleiner -12 ° und größer +12 ° sind deckungsgleich.

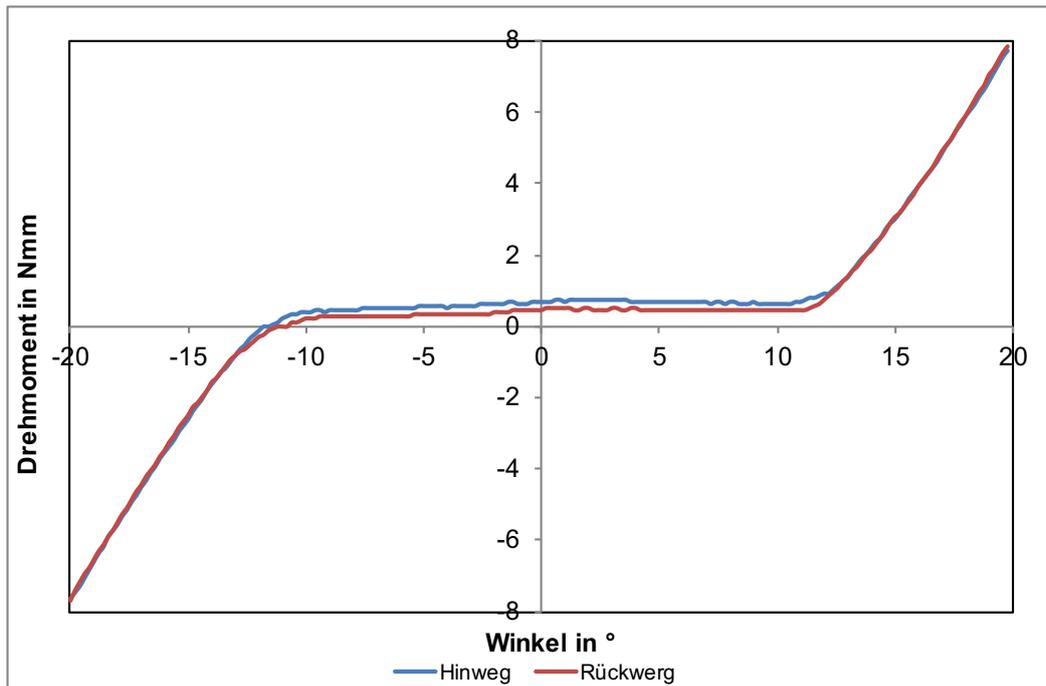


Abb. 15: In Excel importierte Daten zeigen Hin- und Rückweg einer Messung. Die Daten entstammen aus der Messreihe: lingual Elastic an einem Joy™-Molarenbracket mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht.

2. Schritt: Im nächsten Schritt wurde der Mittelwert des Hin- und Rückwegs gebildet und der Mittelpunkt des Graphen auf den Ursprung verschoben (Abb. 16).

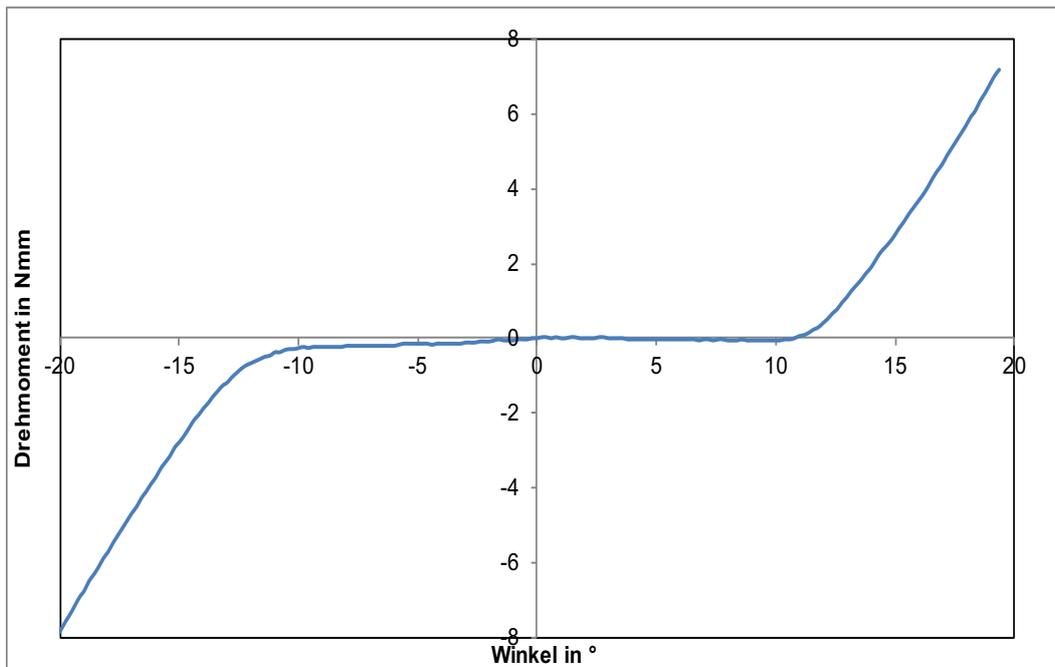


Abb. 16: Gemittelter Graph, auf den Ursprung verschoben.

4. Schritt: Dies wurde mit allen fünf Wiederholungen jeder einzelnen Ligatur durchgeführt. Anschließend wurden die verschiedenen Durchschnittsgraphen der verschiedenen Ligaturen in einem Graphen zusammengefasst, um diese miteinander vergleichen zu können (Abb. 17).

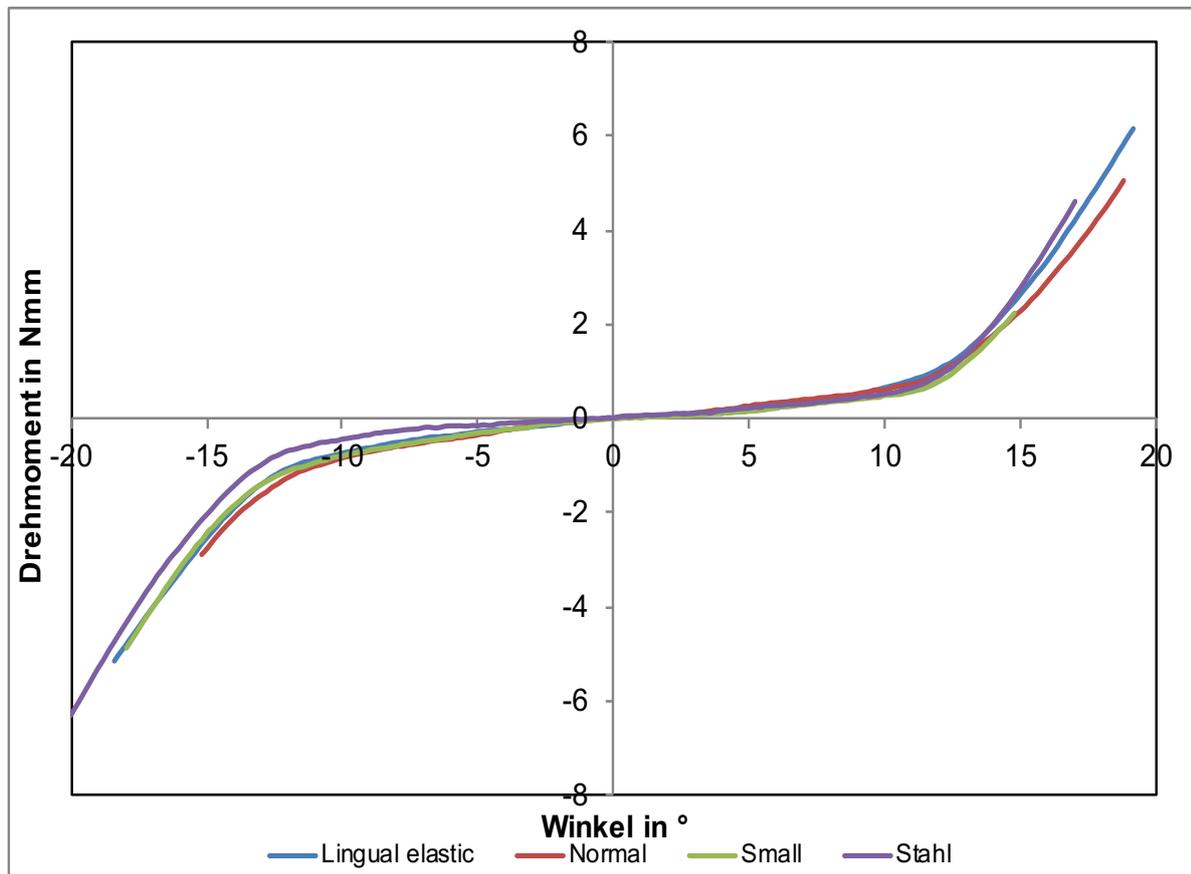


Abb. 17: Zusammenfassung aller Ligaturen eines Brackets.

Angulation und Rotation

1. Schritt:

Die Daten werden mittels Microsoft Excel 2007 in einen Graphen übertragen (Abb. 18). Man sieht einen deutlichen Unterschied zwischen dem Hin- und Rückweg. Ebenso wird das Umkehrspiel deutlich, das durch den Versuchsaufbau entsteht.

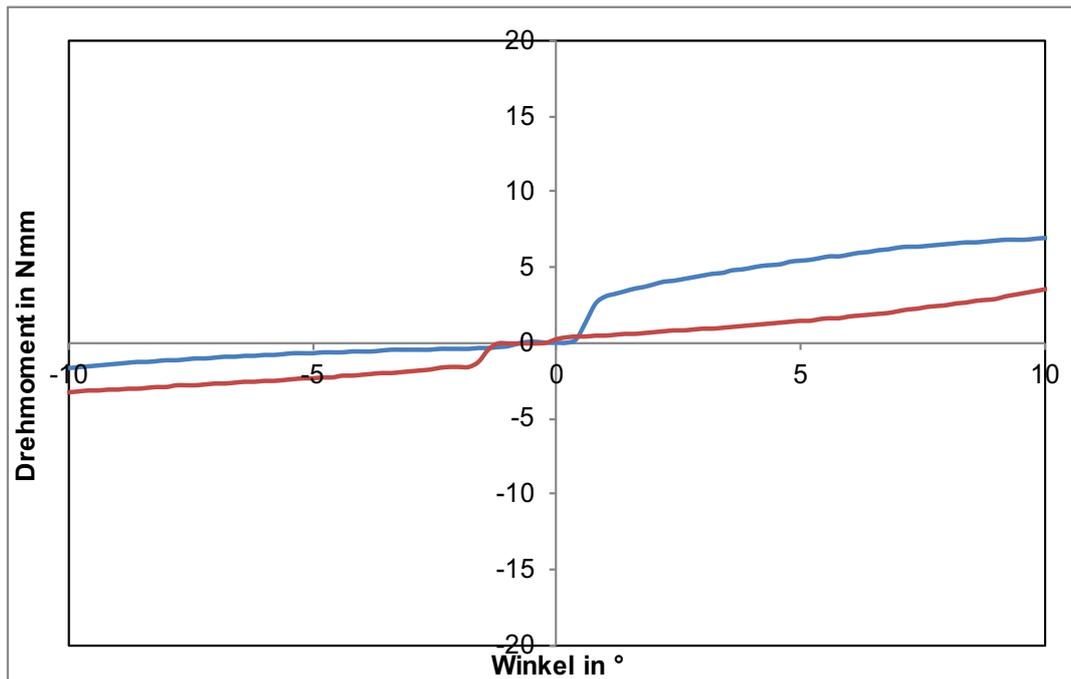


Abb. 18: Graph inklusive zusätzlichem Umkehrspiel (Hinweg: blau; Rückweg: rot). Die Daten entstammen der Versuchsreihe: lingual Elastic an einem Incognito™-Oberkieferfrontzahnbrackets ohne tip bar mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht.

2. Schritt: Das ersichtliche Umkehrspiel von 1° wurde entfernt und die Graphenanteile auf den Ursprung verschoben und zusammengefügt (Abb.19).

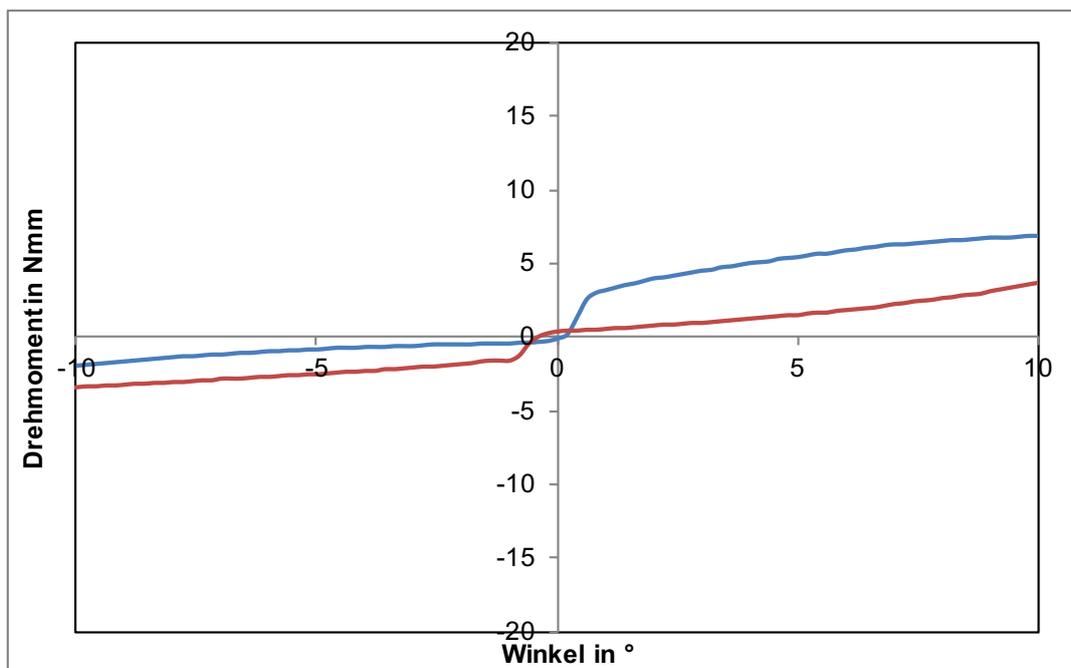


Abb. 19: Fertiger Graph inklusive Spieleliminierung.

Die weiteren Schritte entsprechen der Datenverarbeitung der Torqueversuche. Es ist allerdings ein zusätzlicher Schritt von Nöten. Die Graphen zeigen einen Belastungs- und einen Entlastungsanteil. Dies ist nicht zu verwechseln mit Hin- und Rückweg. Der Belastungsanteil wurde entfernt und nur der für diese Arbeit relevante Entlastungsanteil wurde zusammengefasst in einem Gesamtdiagramm (Abb. 20).

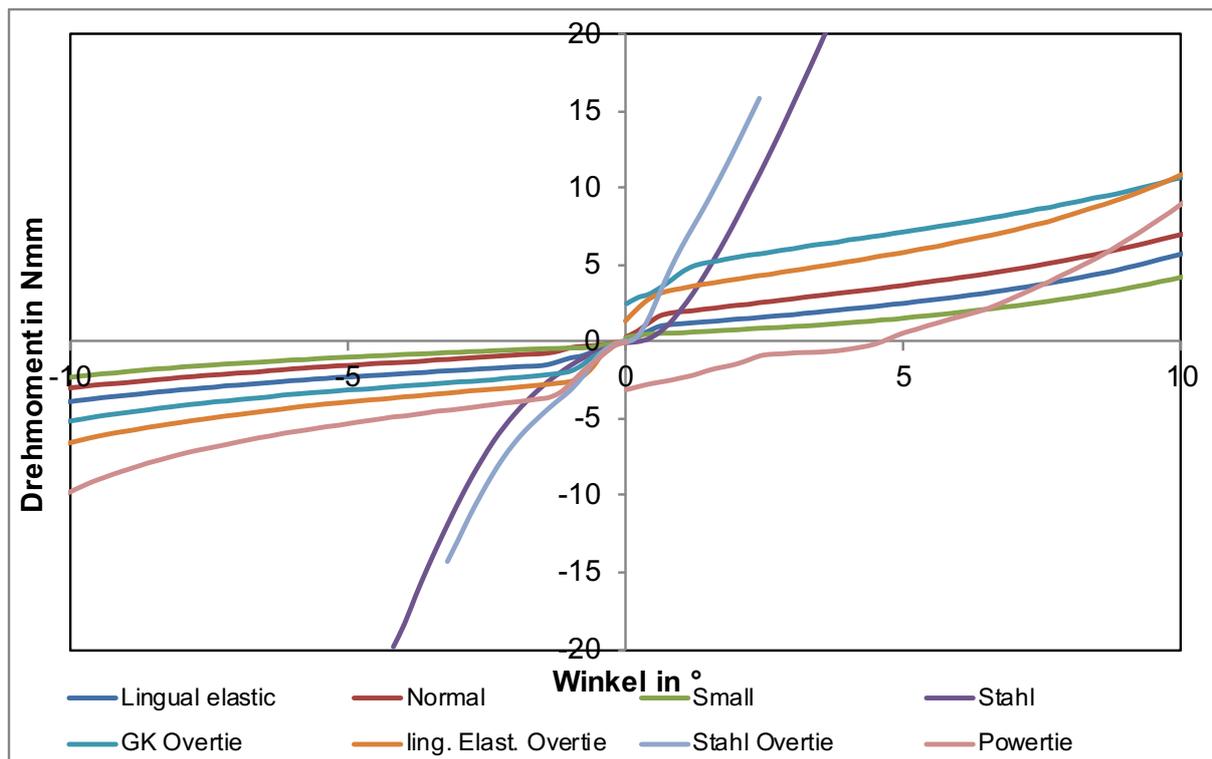


Abb. 20: Zusammenfassung der Entlastung aller Ligaturen

2.10 Statistische Auswertung

Die Auswertung erfolgt zum einen über eine graphische Darstellung und zum anderen über eine statistische Analyse. Die folgenden Diagramme sind Durchschnittsdiagramme, die aus fünf Einzelmessungen berechnet wurden. Einige Unregelmäßigkeiten am rechten oder linken Ende der Kurven sind das Ergebnis des Mittelungsprozesses, da einige der fünf einzelnen Diagramme in niedrigeren Winkeln als 20 ° (Torque) bzw. 10 ° (Angulation und Rotation) enden. Dies ist ein Ergebnis des manchmal notwendigen manuellen horizontalen Versatzes der Diagramme, da zu Beginn des Tests keine präzise Zentrierung der unterdimensionierten Drähte im Slot erfolgen konnte.

Neben der graphischen Darstellung wurde auch eine statistische Analyse durchgeführt. Die Werte für das jeweilige effektive Spiel bei ± 1 Nmm und $\pm 2,5$ Nmm wurden in SPSS (IBM) gespeichert und ausgewertet. Es wurde eine ANOVA (einfaktorielle Varianzanalyse), inklusive Post Hoc Tukey-Test durchgeführt, um signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Ligaturen bei den verschiedenen Brackets zu finden. Das Signifikanzniveau wurde standardmäßig auf $\alpha=0,05$ festgelegt. Zum Abschluss jeder Messreihe wurden die Systeme bzw. die Bracketgruppen untereinander verglichen. Dazu wurde eine Allgemein lineare Analyse (univariat) durchgeführt. In der Angulationsmessreihe stellte sich die Frage, ob die drei Brackets und damit die Bracketbreite einen Einfluss auf das effektive Angulationsspiel hatten. Die abhängige Variable war das effektive Angulationsspiel, die festen Faktoren waren die Ligatur und das Bracket – und damit indirekt auch die Bracketbreite.

Analog zu der Angulationsmessreihe wurde zum Abschluss eine weitere statistische Untersuchung durchgeführt, die die drei Bracketssysteme anhand des Prämolarenbrackets verglich. Das Molarenbracket konnte nicht einbezogen werden, da das gelieferte STbTM-Molarenbracket mit einem Röhrchen versehen war.

3. Ergebnisse

3.1 Torquemessungen

Im Folgenden sind die Werte für das Drehmoment gegen den Winkel in Kurvendiagrammen dargestellt. Jede Bracket-Draht-Kombination hat ihr eigenes Diagramm. Innerhalb dieser einzelnen Diagramme sind die Werte für die verschiedenen Ligaturen als Graphen dargestellt. Jedes Diagramm ist gleich skaliert. Die x-Achse gibt den Winkel (-20 ° bis +20 °) an, die y-Achse das Drehmoment (-8 Nmm bis +8 Nmm).

Zur besseren Vergleichbarkeit des effektiven Torquespiels ist dieses zusätzlich als Boxplotdiagramm (Abb. 21) dargestellt. Jeweils wird pro Ligatur ein Balken mit dem ± 1 Nmm Wert (im Folgenden blau) angezeigt und ein weiterer Balken mit $\pm 2,5$ Nmm (rot).

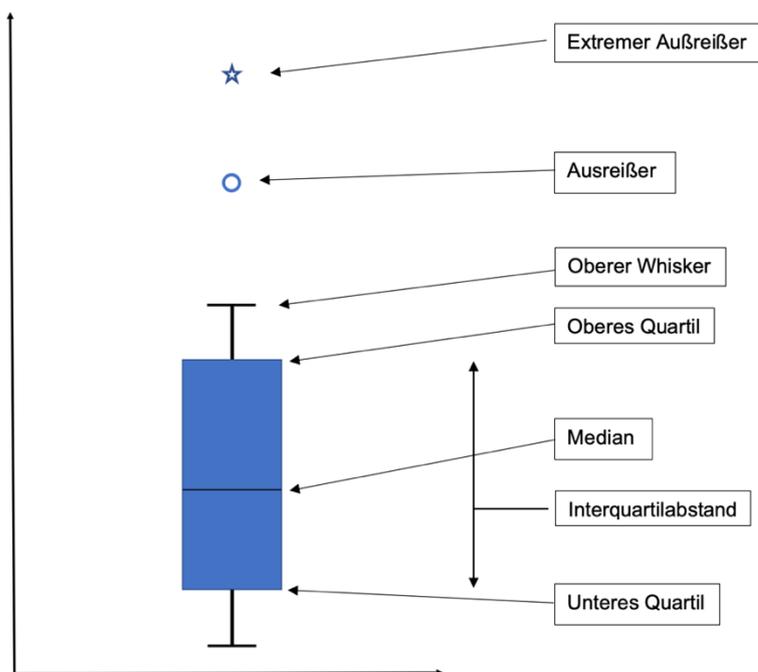


Abb. 21: Aufbau eines Boxplotdiagramms. 50% der Werte liegen über bzw. unterhalb des Medians. 25% der Werte liegen Unterhalb des unteren Quartils und 25% oberhalb des oberen Quartils. Der Abstand zwischen dem oberen und unteren Quartil wird auch als Interquartilabstand (IQA) bezeichnet. Ein Ausreißer ist in SPSS definiert als ein Wert der mehr als den 1,5-fachen IQA zu einem Quartil hat. Der extreme Ausreißer muss mindestens den dreifachen IQA zu einem der Quartile haben. Die Whiskers geben die Grenze zu den Extremwerten an.

Jedes Boxplotdiagramm ist auf der y-Achse bis 40 ° skaliert. Auf der x-Achse sind die verschiedenen Ligaturen aufgelistet.

Darunter folgt eine Tabelle mit den Durchschnittswinkeln, an denen die Drehmomentwerte von + und -1 Nmm und + und -2,5 Nmm erreicht wurden und das jeweilige effektive Torquespiel. Das effektive Torquespiel wird durch Addition der Beträge der beiden Werte gewonnen.

3.1.1 Incognito Frontzahnbracket

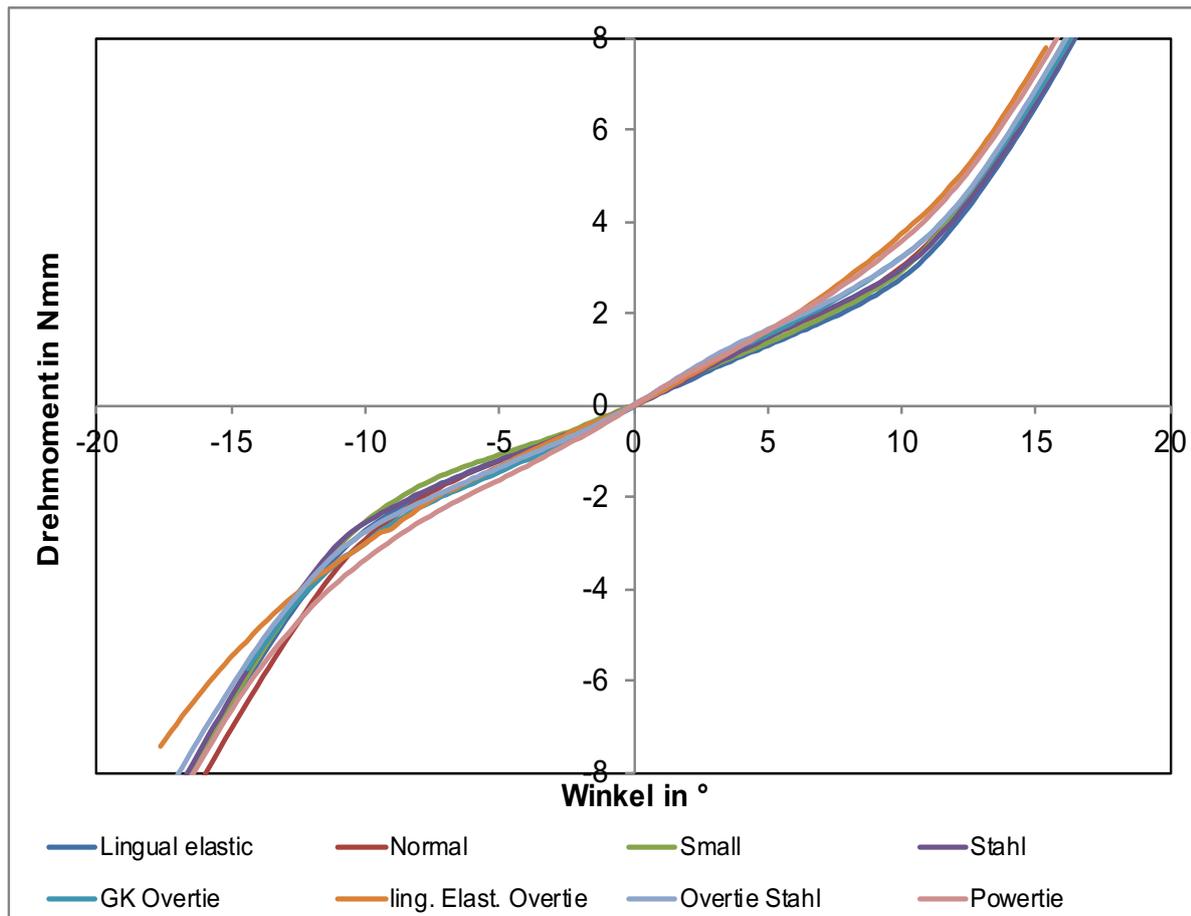


Abb. 22: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht (Torquebewegung).

Die ANOVA ergab keinerlei signifikante Unterschiede für die effektiven Torquespiele der acht Ligaturen bei einem Incognito™-Frontzahnbracket in Verbindung mit einem 0.016"x0.022" Stahldraht, wie Abb. 22 es schon vermuten ließ. Legt man den 1,0 Nmm-Wert für das effektive Torquespiel zu Grunde, lag das Spiel in einem Bereich von 9,4 ° bis 12,2 ° (Tab. 7 und Abb. 23), wobei die Standardabweichung bis zu 9,3 ° betrug. Das heißt, dass die Standardabweichung fast genauso groß war wie der Durchschnittswert. Das

effektive Torquespiel betrug zwischen $17,4^\circ$ und $18,9^\circ$ bei einer Standardabweichung von maximal $8,4^\circ$, wenn man davon ausgeht, dass $2,5\text{ Nmm}$ nötig sind, um einen Zahn zu bewegen.

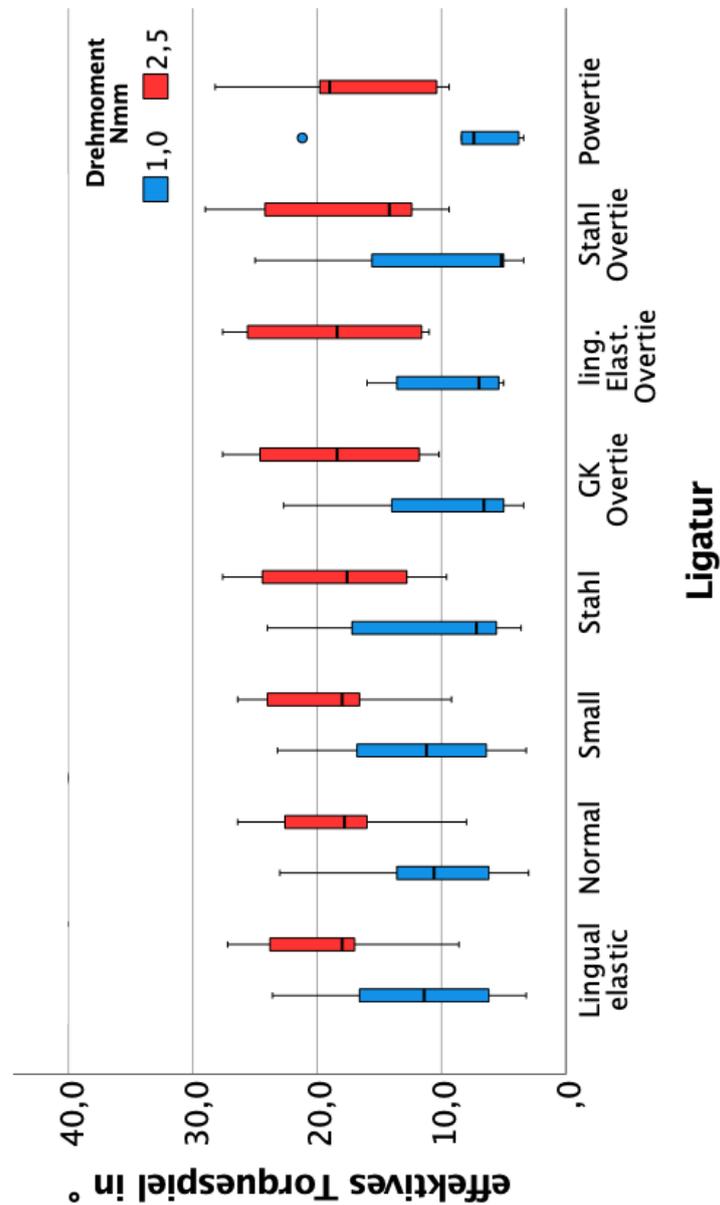


Abb. 23: Boxplotdiagramm für das effektives Torquespiel für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket OK mit einem $0,016 \times 0,022$ SS-Draht.

Tab. 7: Effektives Torquespiel der verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Frontzahnbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl	GK Overtie	Ling. Elast. Overtie	Stahl Overtie	Powerie
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-6,0	-5,7	-6,4	-6,0	-5,4	-4,7	-5,2	-4,2
Standardabweichung	3,8	3,6	3,8	4,4	3,8	2,3	4,4	3,3
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	6,2	5,6	5,8	5,5	4,9	4,7	5,4	4,6
Standardabweichung	4,6	4,2	4,2	4,4	4,4	3,2	4,7	4,0
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	12,2	11,3	12,2	11,5	10,3	9,4	10,8	8,8
Standardabweichung	8,2	7,7	8,0	8,7	8,0	5,1	9,3	7,2
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-9,8	-9,3	-9,9	-9,7	-9,8	-10,2	-9,4	-8,8
Standardabweichung	3,4	3,1	3,1	3,7	3,9	3,8	3,8	4,0
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	9,2	8,8	8,9	8,6	8,7	8,6	8,4	8,5
Standardabweichung	4,0	4,2	3,9	4,0	4,0	4,0	4,7	4,0
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	18,9	18,2	18,8	18,4	18,5	18,8	17,8	17,4
Standardabweichung	7,1	7,0	6,8	7,6	7,6	7,7	8,4	7,7

Auch für das Incognito™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht ergab die ANOVA-Analyse keine signifikanten Unterschiede für die beiden betrachteten Werte des effektiven Torquespiels. Dies war beim Anblick der Winkel-Drehmoment-Kurve auch zu erwarten (Abb. 24). Die Werte für den 1 Nmm-Wert lagen zwischen 13,8 ° und 16,2 °. Die Standardabweichung betrug maximal 3,8 ° (Tab.8).

Im Bereich zwischen 23,2 ° und 25,0 ° lagen die Werte für das effektive Torquespiel von 2,5 Nmm bei einer Standardabweichung von 3,5 °. Damit sind die Werte für das effektive Torquespiel größer als beim 0.016“x0.022“ Stahldraht. Allerdings war auffällig, dass die Standardabweichung deutlich geringer war (3,8 ° zu 9,4 °; siehe Abb. 25).

Bei dieser Bracket-Draht-Kombination wurden zusätzlich Messungen ohne Ligatur durchgeführt. Auch diese Ergebnisse unterschieden sich nicht signifikant von den Ergebnissen mit Ligatur.

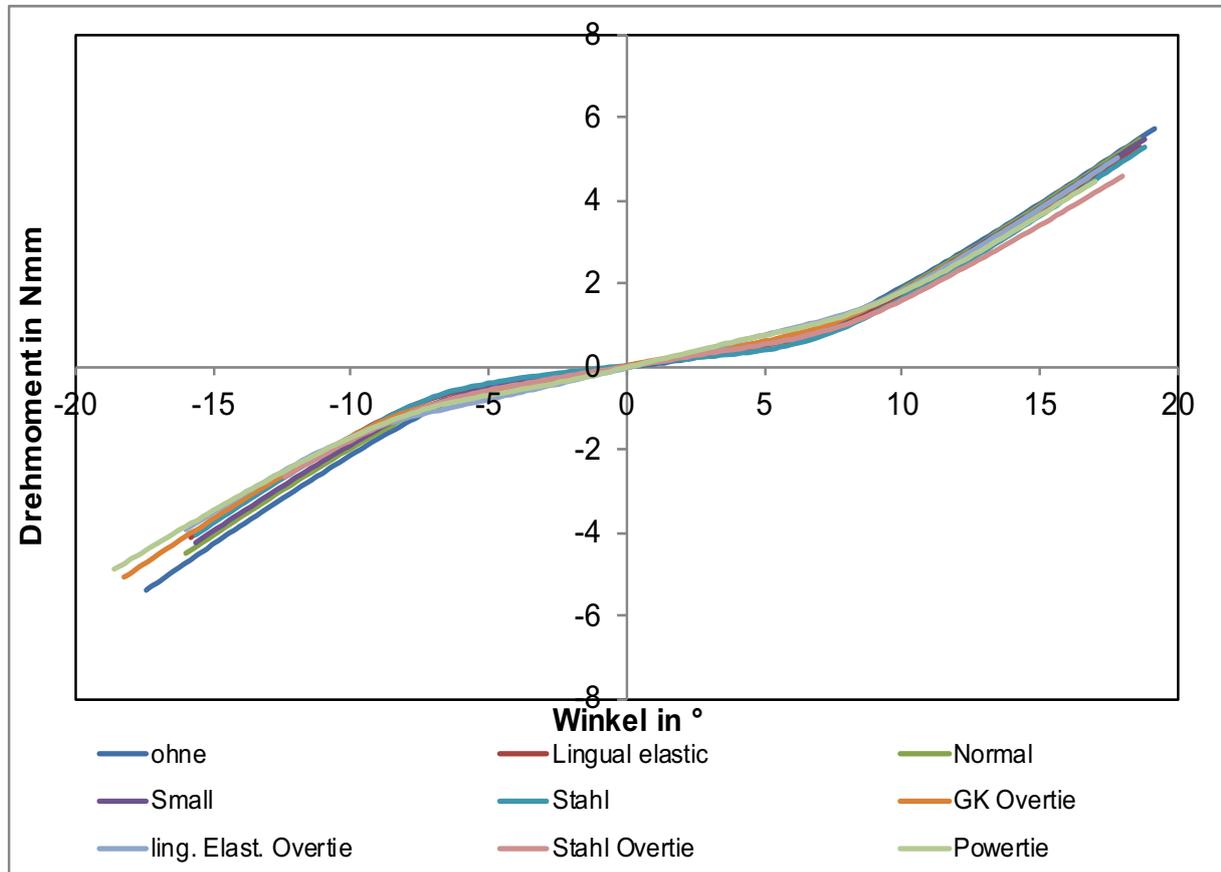


Abb. 24: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht (Torquebewegung).

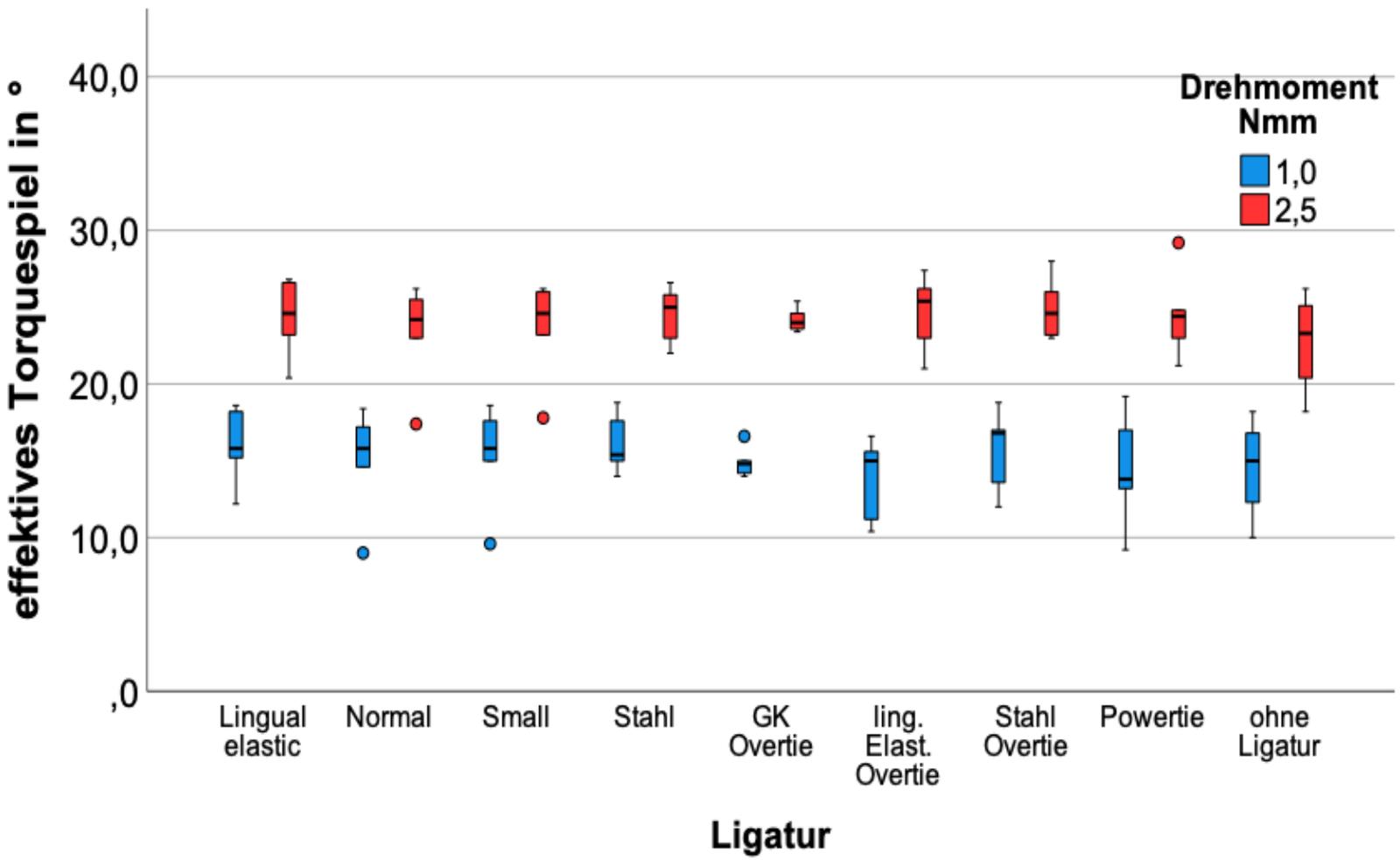


Abb. 25: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel der Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket OK mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht.

Tab. 8: Effektives Torquespiel der verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Frontzahnbracket und einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl	GK Over-tie	Ling. Elast. Overtie	Stahl Overtie	Power-tie	Ohne Lig
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-8,0	-7,5	-7,6	-8,0	-7,6	-6,8	-7,7	-7,5	-7,2
Standardabweichung	1,5	1,8	1,9	1,3	1,0	1,2	1,3	1,9	1,9
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	8,0	7,5	7,7	8,2	7,3	7,0	8,0	7,0	7,4
Standardabweichung	1,5	2,0	1,8	1,0	0,7	2,1	1,8	2,0	1,5
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	16,0	15,0	15,3	16,2	14,9	13,8	15,6	14,5	14,6
Standardabweichung	2,6	3,6	3,5	2,0	1,0	2,8	2,8	3,8	3,4
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-12,2	-11,6	-11,7	-12,1	-12,3	-12,7	-12,2	-12,5	-11,2
Standardabweichung	1,6	1,8	1,9	1,2	0,8	0,8	1,4	1,3	2,1
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	12,2	11,7	11,9	12,4	11,9	11,9	12,7	12,0	11,6
Standardabweichung	1,5	1,8	1,8	0,9	0,4	2,1	1,4	1,7	1,3
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	24,3	23,2	23,6	24,5	24,2	24,6	25,0	24,5	22,8
Standardabweichung	2,6	3,5	3,4	1,9	0,8	2,6	2,1	3,0	3,4

3.1.2 Incognito™-Prämolaren- und Molarenbracket

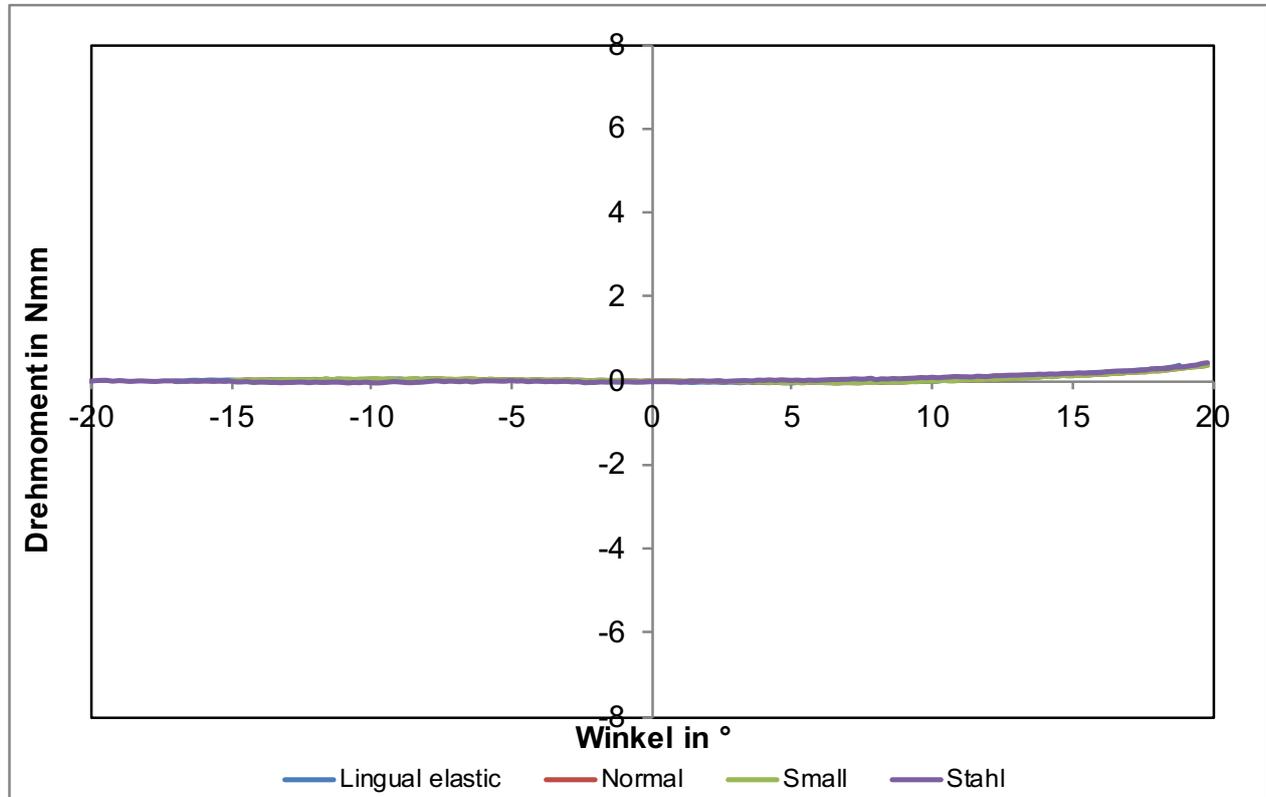


Abb. 26: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Prämolarenbracket mit 0.016“x0.022“ SS-Draht (Torquebewegung).

Beim Incognito™-Prämolarenbracket und auch beim Molarenbracket war der Slot so groß, dass sich der Draht ohne Widerstand um 360 ° drehen ließ (s. Abb. 26 und Abb. 27). Es kam zu keinem Zeitpunkt zu einer Verkantung des Drahts im Slot. Die verschiedenen Ligaturen sorgten für keinen klinisch relevanten Drehmomentübertrag. Dies war sowohl beim 0.016“x0.022“ Stahldraht, als auch beim 0.0175“0.0175“ TMA-Draht der Fall. Dadurch war es nicht möglich das effektive Torquespiel zu bestimmen. Es wurde zu keinem Zeitpunkt der 1 Nmm-Wert und somit zwangsläufig auch nicht denn der 2,5 Nmm-Wert erreicht.

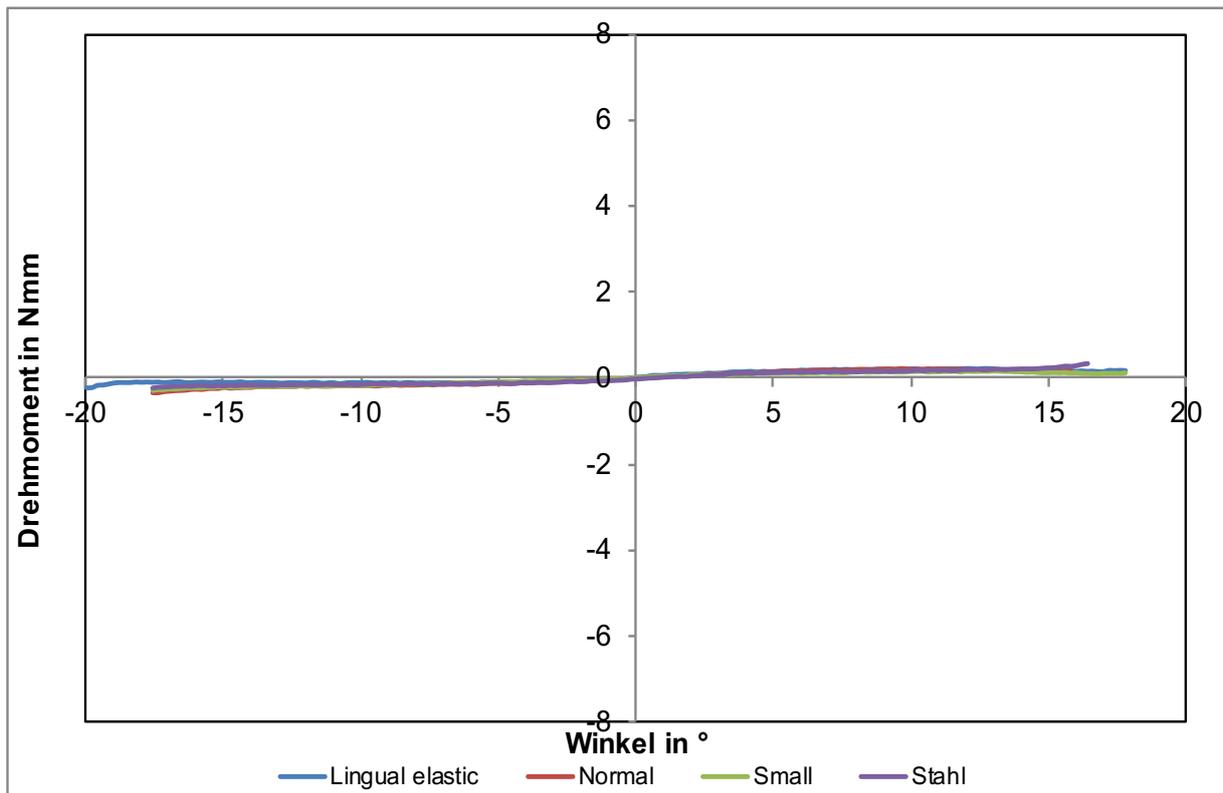


Abb. 27: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Molarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Torquebewegung).

3.1.3 Joy-Frontzahnbracket

Als nächstes wurde das Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht betrachtet (Abb. 28). In diesem Fall lagen die Werte für das effektive Torquespiel zwischen 19,7 ° und 22,6 ° (1 Nmm-Wert) bzw. bei 26,3 ° und 29,4 ° (2,5 Nmm-Wert; Tab. 9). Die Standardabweichung lag für den kleineren Wert bei maximal 6,1 ° und für den größeren Wert bei 5,1 ° (vgl. Abb. 29). Wie die Werte vermuten ließen, wurden auch bei diesem Bracket keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den vier Ligaturen gefunden.

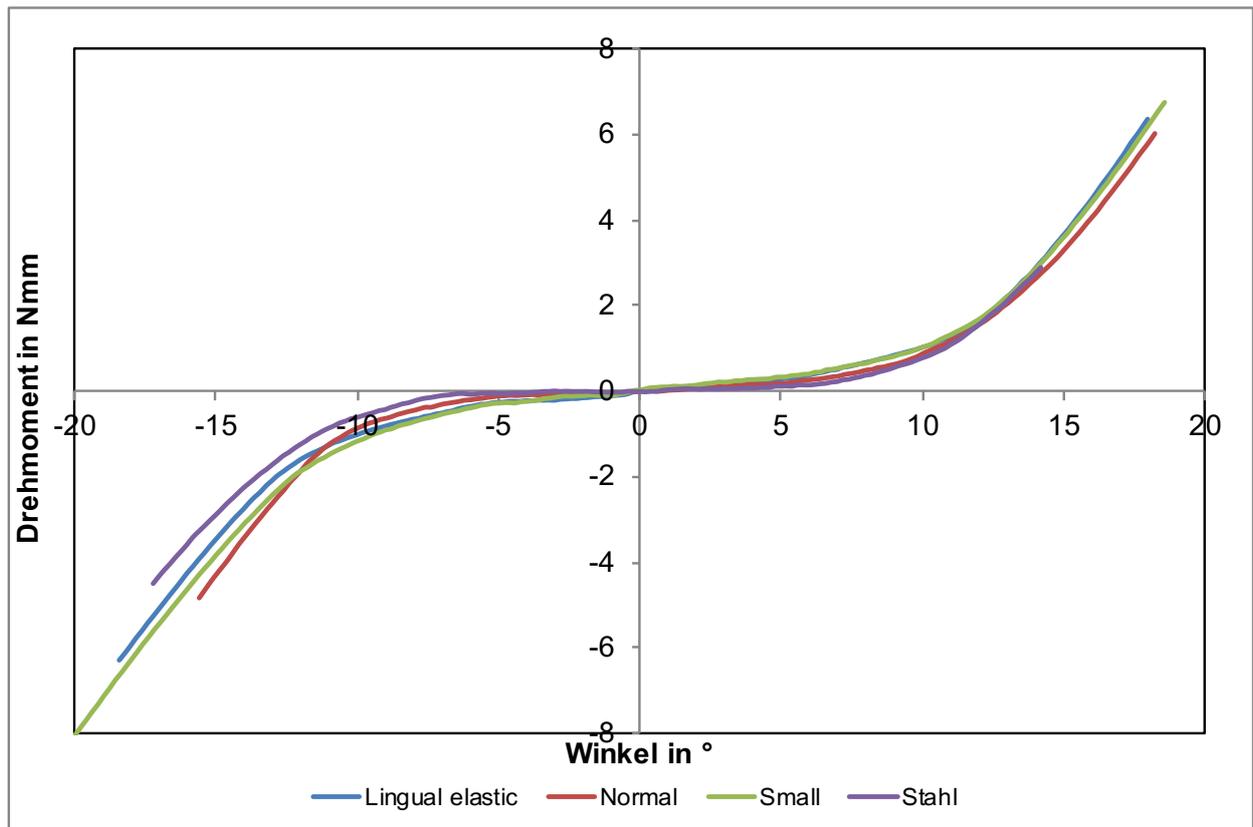


Abb. 28: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Torquebewegung).

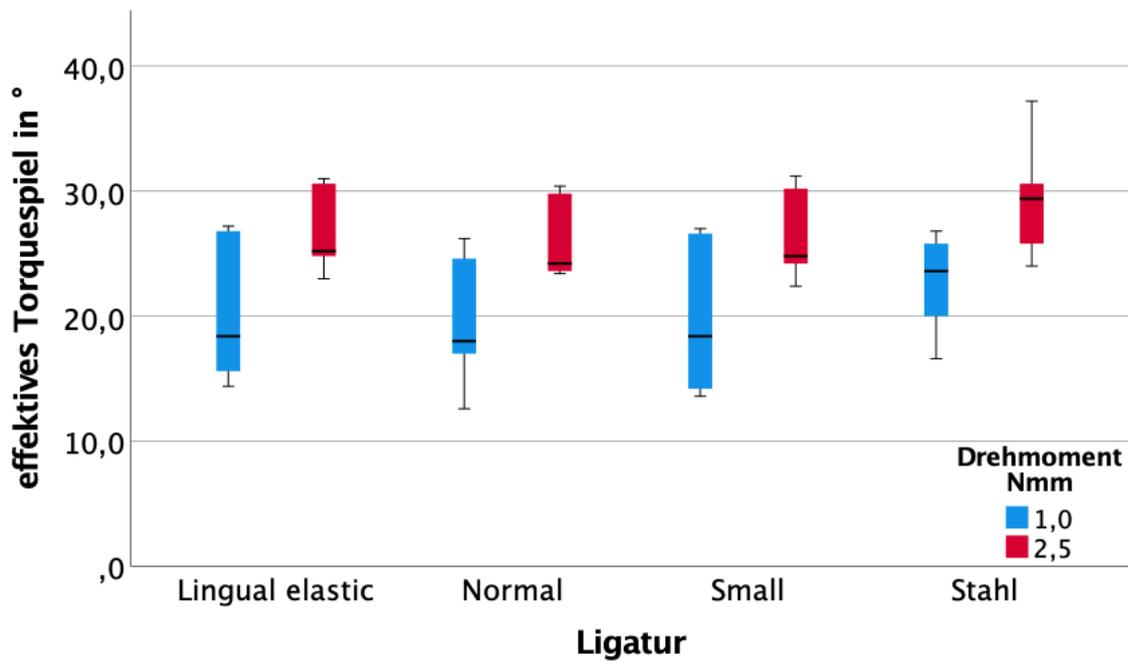


Abb. 29: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht.

Tab. 9: Effektives Torquespiel der verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Frontzahnbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-10,2	-10,2	-9,9	-11,4
Standardabweichung	3,4	2,2	3,7	1,9
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	10,2	9,5	10,0	11,1
Standardabweichung	3,0	3,8	3,1	2,4
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	20,5	19,7	20,0	22,6
Standardabweichung	6,1	5,6	6,5	4,2
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-13,6	-13,2	-13,2	-15,1
Standardabweichung	2,3	1,7	2,7	2,7
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	13,4	13,1	13,3	14,3
Standardabweichung	1,9	2,7	1,8	2,6
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	26,9	26,3	26,6	29,4
Standardabweichung	3,6	3,5	3,9	5,1

Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Ligaturen wurden auch beim Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175“x0,0175“ TMA-Draht nicht festgestellt (s. Abb. 30), sowohl bei einem effektiven Torquespiel von 1,0 Nmm als auch bei einem effektiven Torquespiel von 2,5 Nmm.

Die Werte für das effektive Torquespiel von 2,5 Nmm lagen alle in einem Bereich von 0,9 ° (zwischen 30,9 ° und 31,8 °, Tab. 10) bei einer Standardabweichung von maximal 3,5 °. Für den 1 Nmm-Wert lagen die Winkelwerte im Bereich von 18,4 ° bis 23,0 °. Allerdings wies das lingual elastic eine Standardabweichung von 10,0 ° auf. Bei den anderen drei Ligaturen lag die Standardabweichung zwischen 3,0 ° und 4,0 °.

Im Vergleich zum 0.016“x0.022“-Stahldraht lagen die Werte für das effektive Torquespiel von 1 Nmm in einem sehr ähnlichen Bereich. Die Werte für das effektive Torquespiel von 2,5 Nmm sind im Schnitt 4 ° kleiner als beim 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht (vgl. Abb. 29 mit Abb. 31).

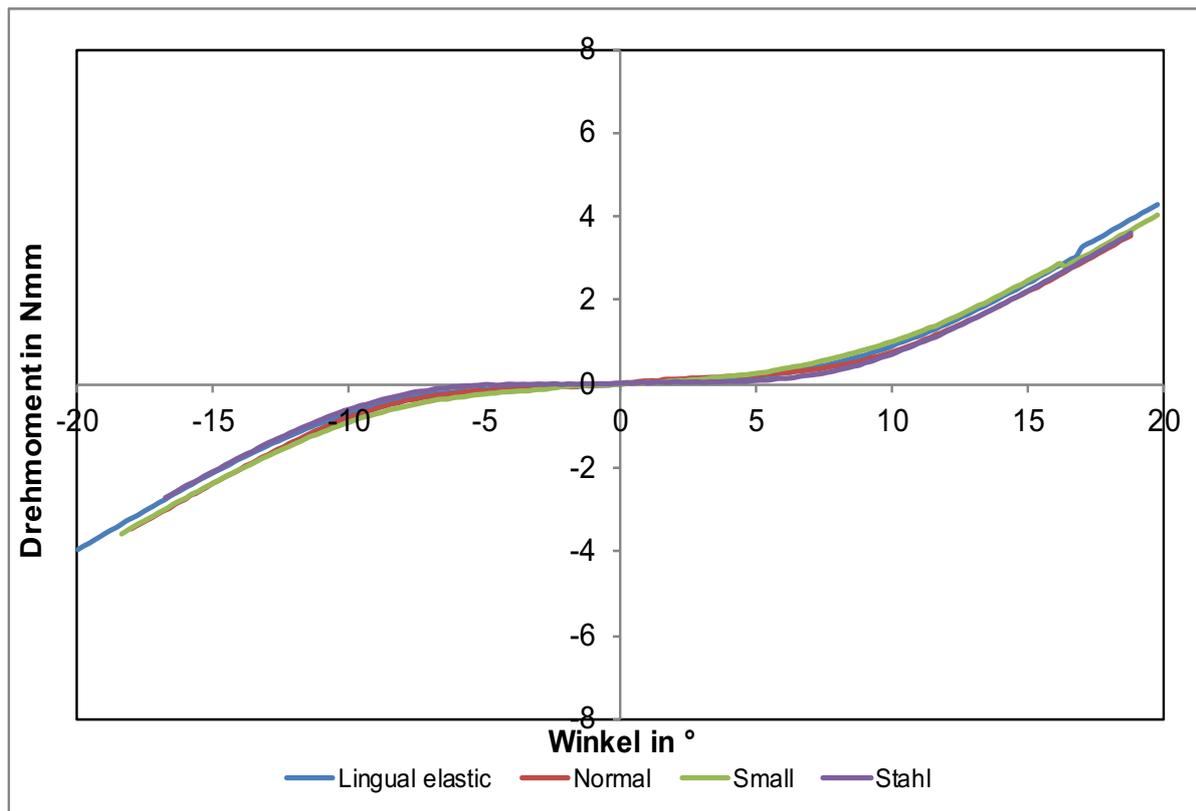


Abb. 30: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht (Torquebewegung).

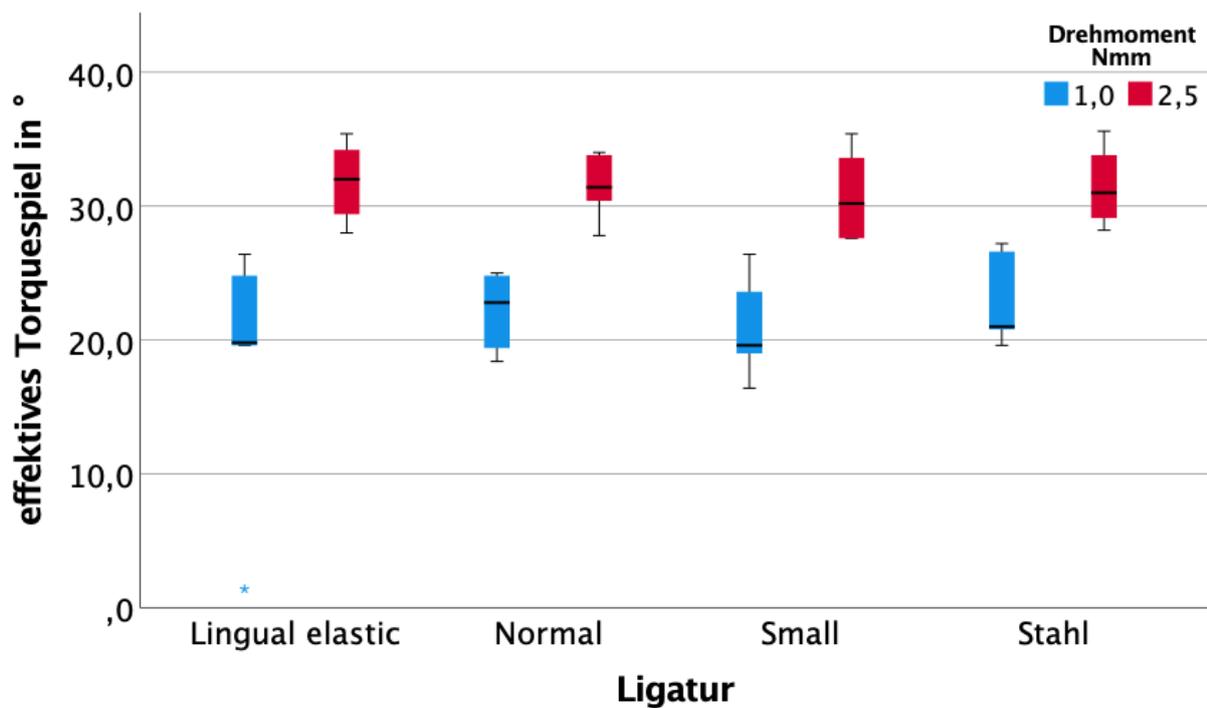


Abb. 31: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel der Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht.

Tab. 10: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-11,7	-10,9	-10,7	-11,7
Standardabweichung	2,0	2,3	2,3	2,0
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	10,6	11,2	10,3	11,3
Standardabweichung	1,4	1,0	1,9	1,7
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	18,4	22,1	21,0	23,0
Standardabweichung	10,0	3,0	4,0	3,6
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-16,4	-15,4	-15,6	-16,0
Standardabweichung	2,0	2,0	2,4	2,0
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	15,4	16,1	15,3	16,0
Standardabweichung	1,4	1,4	1,7	1,6
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	31,8	31,5	30,9	31,5
Standardabweichung	3,1	2,6	3,5	3,2

3.1.4 Joy-Prämolarenbracket

Die ANOVA für das Joy™-Prämolarenbracket in Verbindung mit einem 0.016“x0.022“-Stahldraht ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den vier Ligaturen für beide Werte des effektiven Torquespiels (s. Abb. 32). Die Werte für das effektive Torquespiel bei 1 Nmm lagen für das lingual elastic bei 13,7 ° und für die Small-Ligatur bei 15,6 °. Die beiden anderen Winkelwerte der untersuchten Ligaturen lagen dazwischen. Die Werte für das effektive Torquespiel bei 2,5 Nmm lagen noch näher beieinander. Lediglich 1,0 ° trennten die Small-Ligatur (14,8 °) von der Stahlligatur (15,8 °; Tab. 11). Dabei hatte die Small-Ligatur die größte Standardabweichung von 4,8 ° (vgl. Abb. 33).

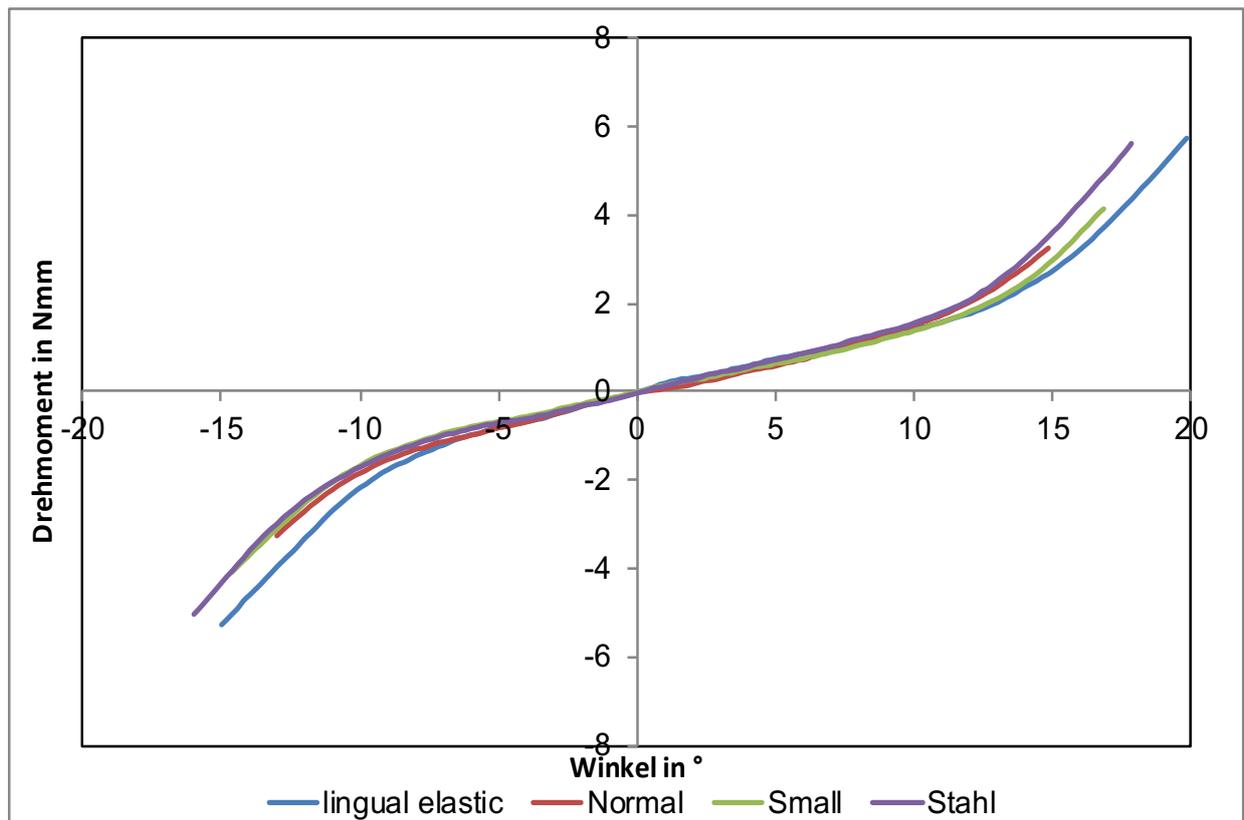


Abb. 32: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Torquebewegung).

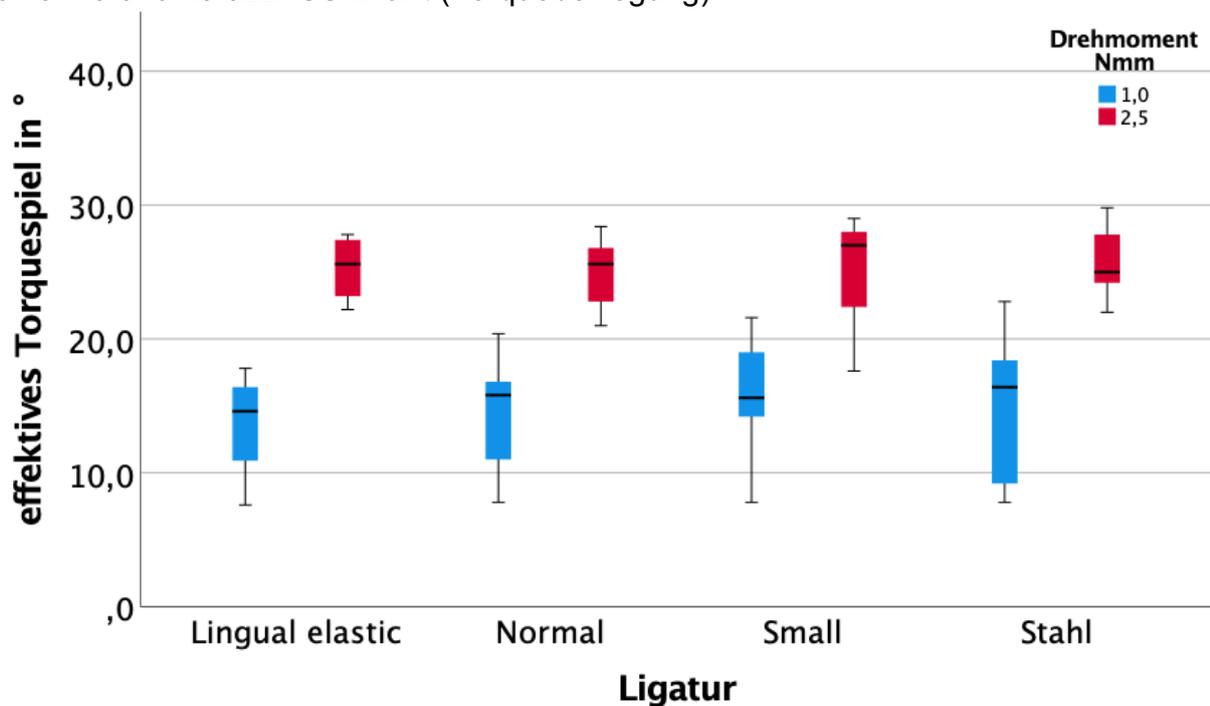


Abb. 33: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht.

Tab. 11: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Prämolarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-6,5	-6,8	-8,0	-7,7
Standardabweichung	2,7	2,7	3,2	3,8
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	7,2	7,6	7,7	7,2
Standardabweichung	2,4	2,4	2,4	2,9
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	13,7	14,4	15,6	14,9
Standardabweichung	4,3	5,0	5,3	6,3
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	15,4	16,1	15,3	16,0
Standardabweichung	1,4	1,4	1,7	1,6
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	14,4	13,2	12,8	13,1
Standardabweichung	1,3	1,6	3,2	1,7
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	25,3	24,9	24,8	25,8
Standardabweichung	2,6	3,0	4,8	3,1

Das Joy™-Prämolarenbracket wurde anschließend mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht getestet. Die ANOVA ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Ligaturen bei einem effektiven Torquespiel von 1,0 Nmm (Tab. 12). Die Werte lagen zwischen 25,5 ° (Stahlligatur) und 28,3 ° (Small-Ligatur), bei einer maximalen Standardabweichung von 4,3 °. Für das effektive Torquespiel von 2,5 Nmm konnte keine statistische Analyse durchgeführt werden, da zu wenig Daten vorlagen. Das heißt, dass bei weniger als drei der fünf Versuchswiederholungen sowohl der -2,5 Nmm-Wert als auch der +2,5 Nmm-Wert erreicht wurde. Es war deshalb nicht möglich das effektive Torquespiel zu bestimmen (vgl. Abb. 34 und 35). Deswegen konnte in diesem Fall auch keine Standardabweichung bestimmt werden. Auch bei den anderen drei Ligaturen wurde das effektive Torquespiel nicht bei jeder Wiederholung bestimmt.

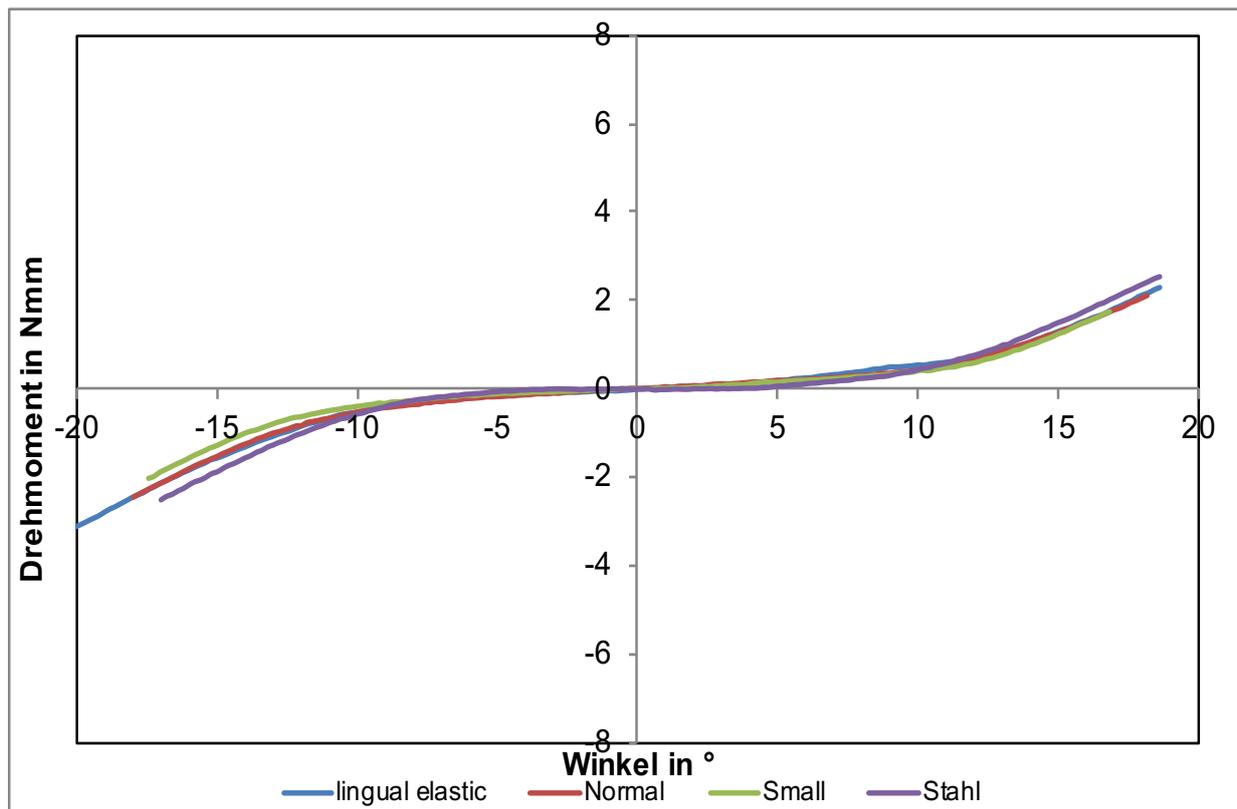


Abb. 34: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht (Torquebewegung).

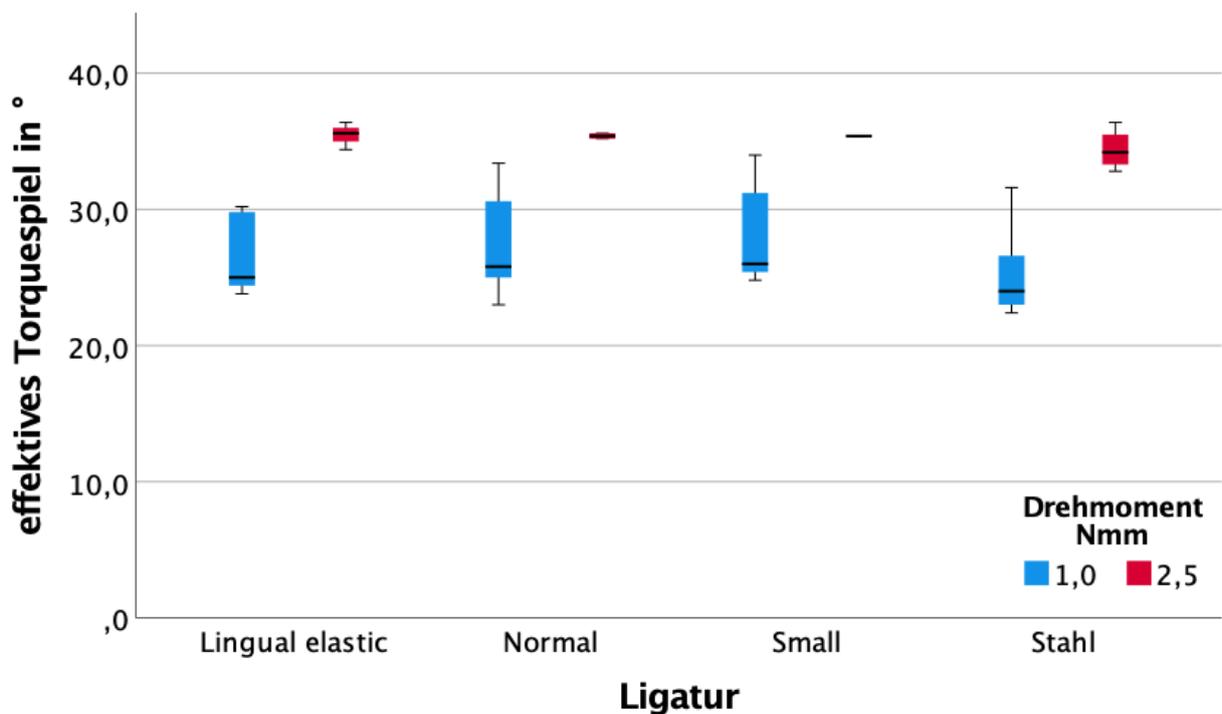


Abb. 35: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht.

Tab. 12: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175“x0.0175“-TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-18,2	-17,5	-18,4	-17,2
Standardabweichung	1,8	2,4	2,3	2,6
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	13,7	14,2	14,2	13,0
Standardabweichung	1,4	2,0	1,8	1,5
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	26,6	27,6	28,3	25,5
Standardabweichung	3,1	4,3	4,1	3,8
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-18,2	-17,5	-18,4	-17,2
Standardabweichung	1,8	2,4	2,3	2,6
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	18,3	17,8	18,6	18,0
Standardabweichung	0,8	1,1	1,7	0,8
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	35,5	35,4	35,4	34,4
Standardabweichung	1,0	0,3	---	0,8

3.1.5 Joy-Molarenbracket

Statistisch signifikante Unterschiede zeigten sich auch beim Joy™-Molarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ Stahldraht nicht (vgl. Abb. 36). Das effektive Torquespiel für den 1 Nmm-Drehmomentwert lag zwischen 22,4 ° (Normal-Ligatur) und 25,2 ° (Stahl; Tab. 13). Die Werte für das effektive Torquespiel für einen Drehmomentwert von 2,5 Nmm lagen im Bereich von 29,0 ° und 30,7 °, wobei die normale Ligatur wieder die untere Grenze und die Stahlligatur die obere Grenze gebildet hat. Auffällig war der große Unterschied zwischen den Standardabweichungen. Während die Standardabweichung für den 2,5 Nmm-Wert maximal 2,7 ° betrug, lag die Standardabweichung beim 1 Nmm-Wert zwischen 5,8 ° und 7,6 °. Diese Diskrepanz wird auch im Boxplotdiagramm (Abb. 37) deutlich.

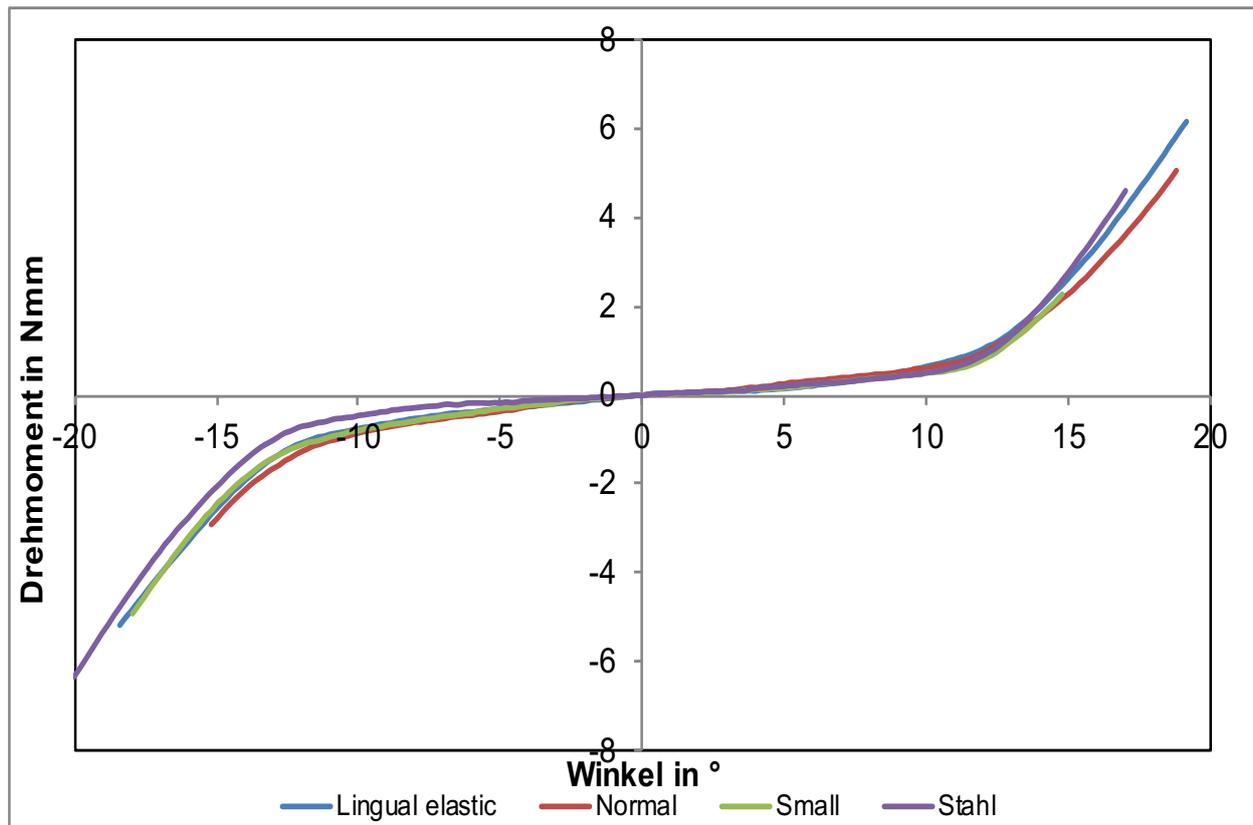


Abb. 36: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Molarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Torquebewegung).

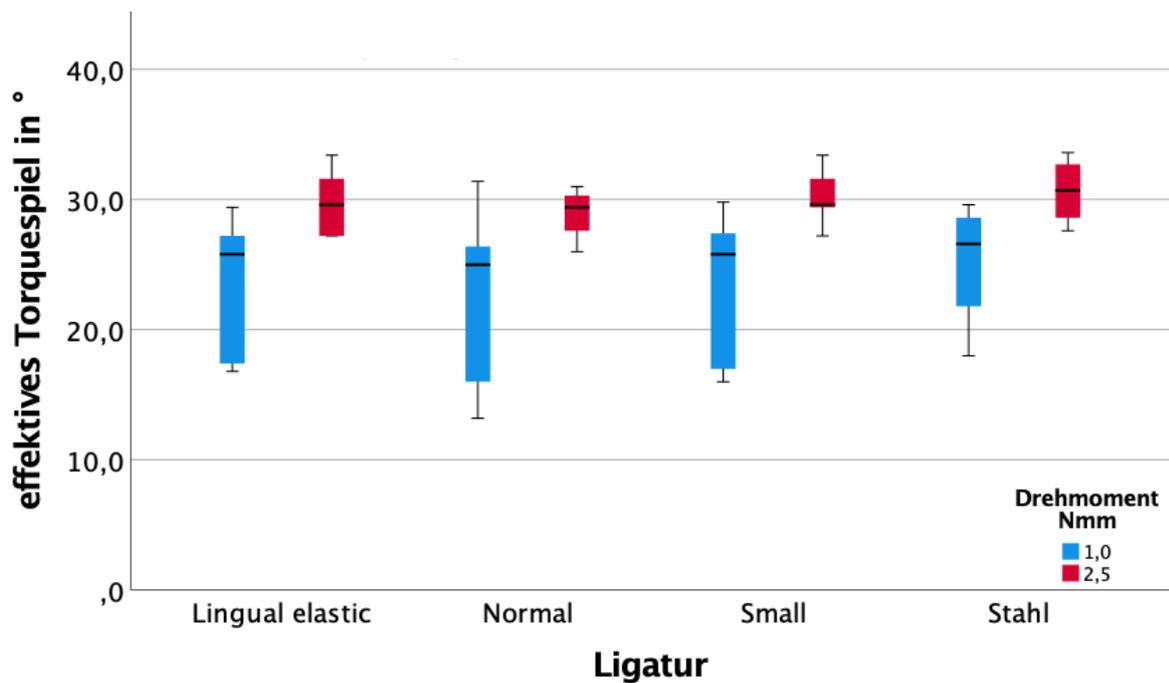


Abb. 37: Boxplotdiagramm für das effektives Torquespiel für die Ligaturen am Joy™-Molarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht.

Tab. 13: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Molarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-11,4	-10,9	-11,4	-13,4
Standardabweichung	2,5	3,6	3,8	2,9
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	11,9	11,5	11,8	11,9
Standardabweichung	3,3	4,2	2,6	2,8
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	23,3	22,4	23,2	25,2
Standardabweichung	5,8	7,6	6,3	5,1
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-15,1	-14,1	-15,1	-16,1
Standardabweichung	1,1	1,6	1,8	2,1
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	14,7	160	15,2	14,6
Standardabweichung	2,1	3,1	1,2	1,3
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	29,8	29,0	30,2	30,7
Standardabweichung	2,7	2,1	2,4	2,6

Ähnlich wie beim Joy™-Prämolarenbracket in Kombination mit dem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht war es auch beim Joy™-Molarenbracket nicht möglich, das effektive Torquespiel für den 2,5 Nmm-Wert zu bestimmen (s. Abb. 38). Es lag jeweils nur ein Ergebnis vor, die anderen vier Messungen erreichten nicht die nötigen Drehmomentwerte (vgl. Tab. 14, Abb. 39). Deswegen gibt es auch keine Standardabweichung. Für das effektive Torquespiel bei einem Drehmomentwert von 1 Nmm ist kein signifikanter Unterschied zwischen den vier Ligaturen ermittelt worden.

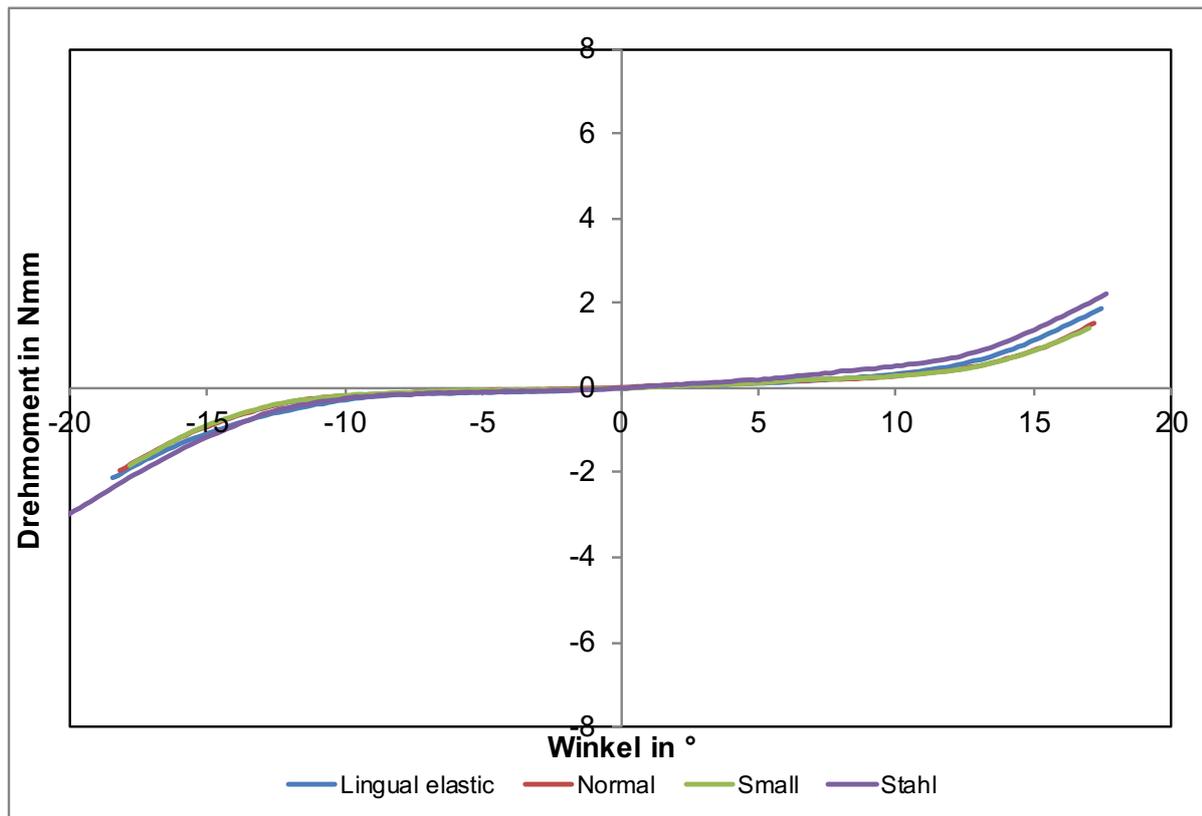


Abb. 38: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Molarenbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht (Torquebewegung).

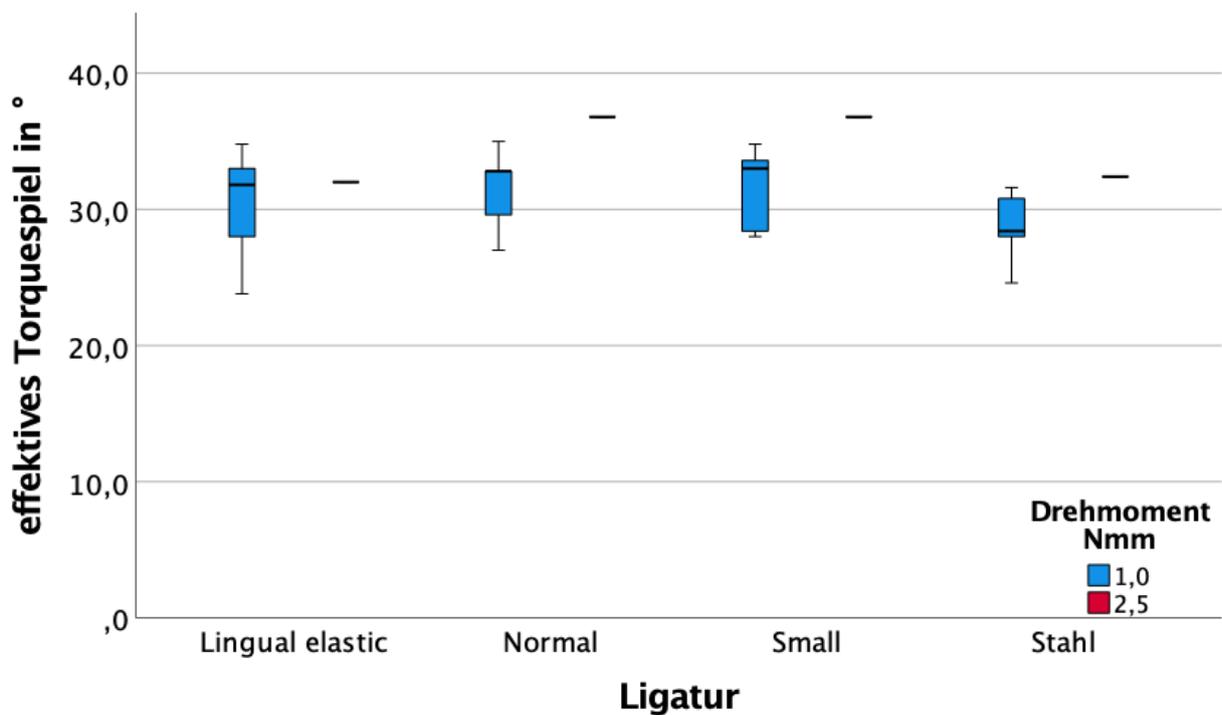


Abb. 39: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am Joy™-Molarenbracket mit einem 0.0175x0.0175" TMA-Draht.

Tab. 14: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Molarenbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-15,4	-15,6	-15,7	-14,7
Standardabweichung	2,6	1,7	1,5	1,5
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	14,9	15,8	15,9	14,0
Standardabweichung	1,9	1,5	1,7	1,5
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	30,3	31,4	31,6	26,7
Standardabweichung	4,4	3,1	3,1	2,7
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-18,3	-17,8	-17,9	-17,9
Standardabweichung	3,2	0,3	0,1	1,7
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	18,6	20,2	20,5	17,0
Standardabweichung	3,1	2,0	2,1	1,7
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	32,0	36,8	36,8	32,4
Standardabweichung	---	---	---	---

3.1.6 STb-Frontzahnbracket

In der statistischen Analyse ergab sich beim STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.016“x0.022“-Stahldraht ein signifikanter Unterschied zwischen zwei der vier untersuchten Ligaturen (s. Abb. 40). Das effektive Torquespiel beträgt zwischen 17,3 ° (lingual elastic) und 23,2 ° (Stahl) für den 1 Nmm-Wert (Tab. 15). Diese beiden Ligaturen unterschieden sich signifikant voneinander. Die anderen beiden Ligaturen lagen von den Werten her dazwischen. Diese unterschieden sich weder von der lingual elastic noch von der Stahlligatur signifikant. Das effektive Torquespiel für einen Drehmomentwert von 2,5 Nmm lag zwischen 26,7 ° (normale Ligatur) und 28,2 ° (Stahl) bei einer maximalen Standardabweichung von 2,3 ° (s. Abb. 41). Dort ergab die statistische Analyse keine signifikanten Unterschiede.

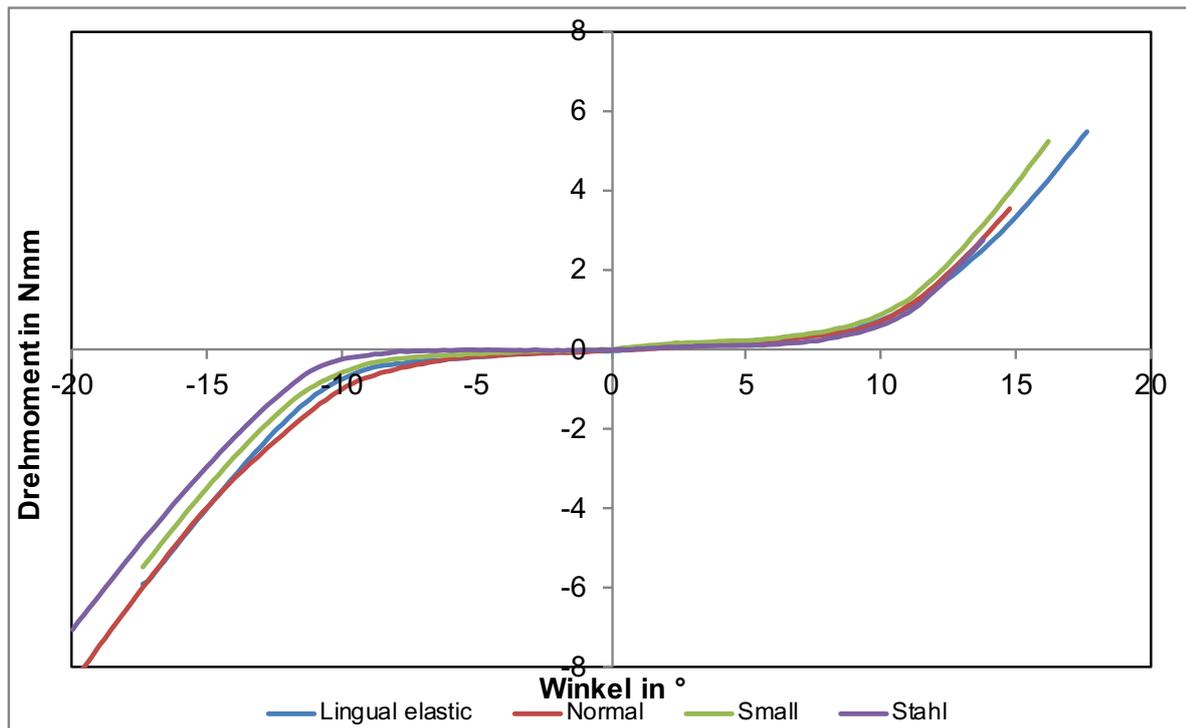


Abb. 40: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht (Torquebewegung).

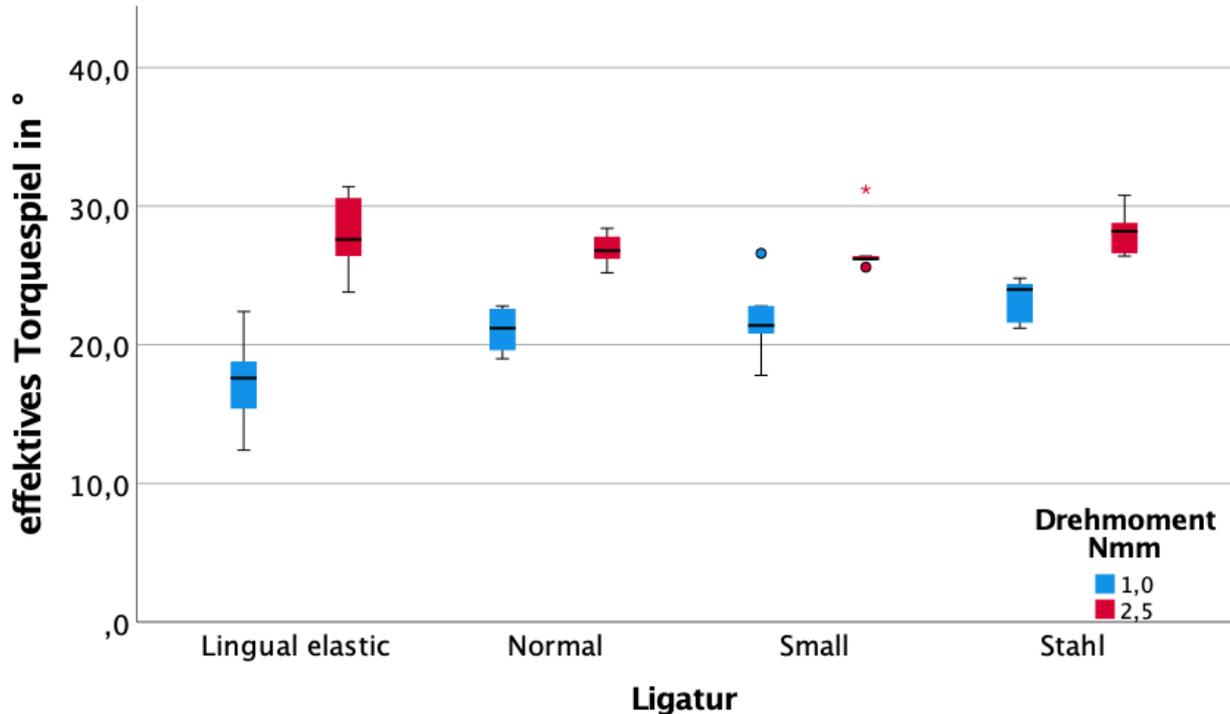


Abb. 41: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht.

Tab. 15: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-10,6	-10,2	-11,2	-12,1
Standardabweichung	2,1	1,5	1,6	0,9
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	11,0	10,9	10,6	11,1
Standardabweichung	1,2	0,5	1,7	1,0
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	17,3	21,0	21,9	23,2
Standardabweichung	3,7	1,7	3,2	1,7
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-12,9	-13,4	-14,0	-14,5
Standardabweichung	1,6	1,8	1,3	0,8
Verdrehwinkel 2,5Nmm	14,0	13,5	13,2	13,7
Standardabweichung	1,4	0,6	1,4	1,0
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	28,0	26,7	27,1	28,2
Standardabweichung	3,1	1,3	2,3	1,8

Während es bei dem 0.016“x0.022“-Stahldraht einen signifikanten Unterschied zwischen den Ligaturen gab, ergab die statistische Analyse beim 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht bei einem effektiven Torquespiel weder für den 1,0 Nmm-Wert noch für den 2,5 Nmm-Wert einen signifikanten Unterschied zwischen den Ligaturen (s. Abb. 42). Die Winkelwerte für das effektive Torquespiel bei einem Drehmoment von 1 Nmm lagen maximal 1,2 ° auseinander (16,8 ° und 18,0 °; Tab. 16). Die Normal-Ligatur hatte dabei die größte Standardabweichung von 4,9 °. Die Werte für das effektive Torquespiel bei 2,5 Nmm lagen 1,2 ° auseinander. Sie lagen im Bereich von 23,3 ° bis 24,5 °. Die maximale Standardabweichung war allerdings kleiner (3,5 °). Insgesamt war das effektive Torquespiel für den 0.0175“x0.0175“-TMA Draht um die 3 ° geringer gegenüber dem 0.016“x0.022“-Stahldraht (vgl. Abb. 43 mit Abb. 41).

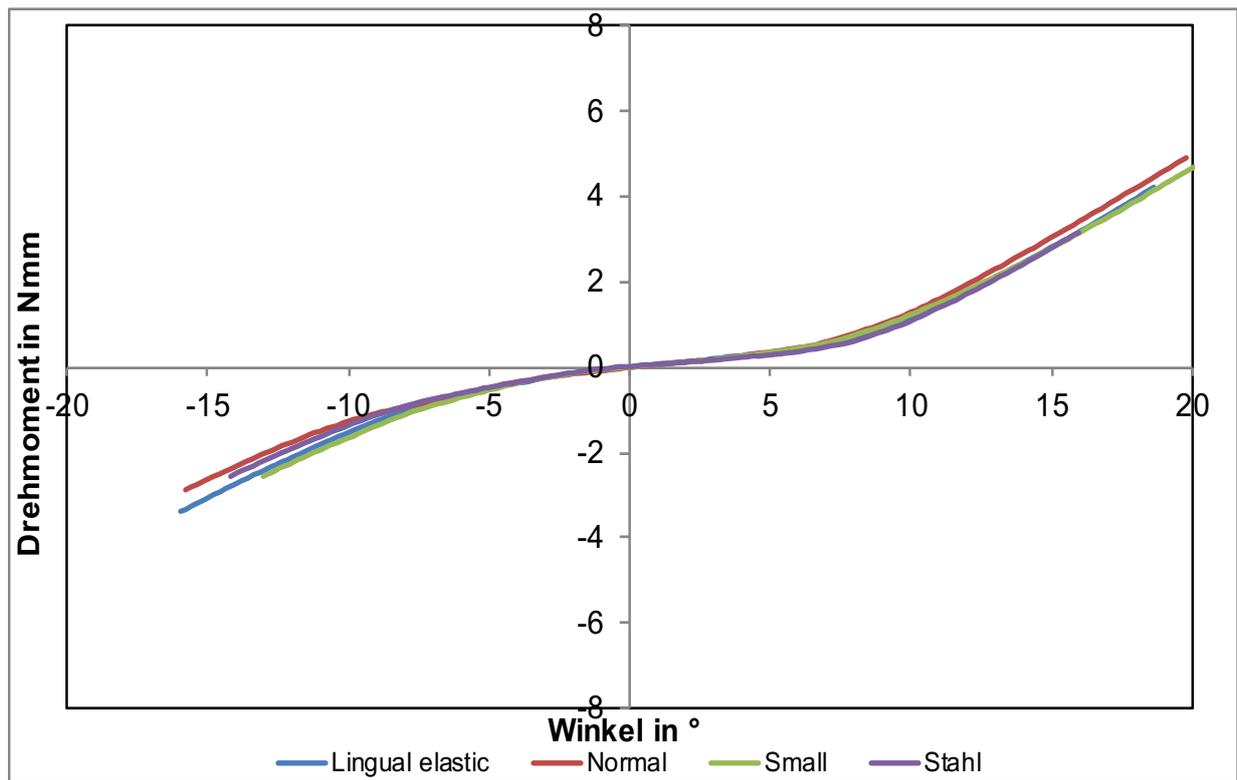


Abb. 42: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht (Torquebewegung).

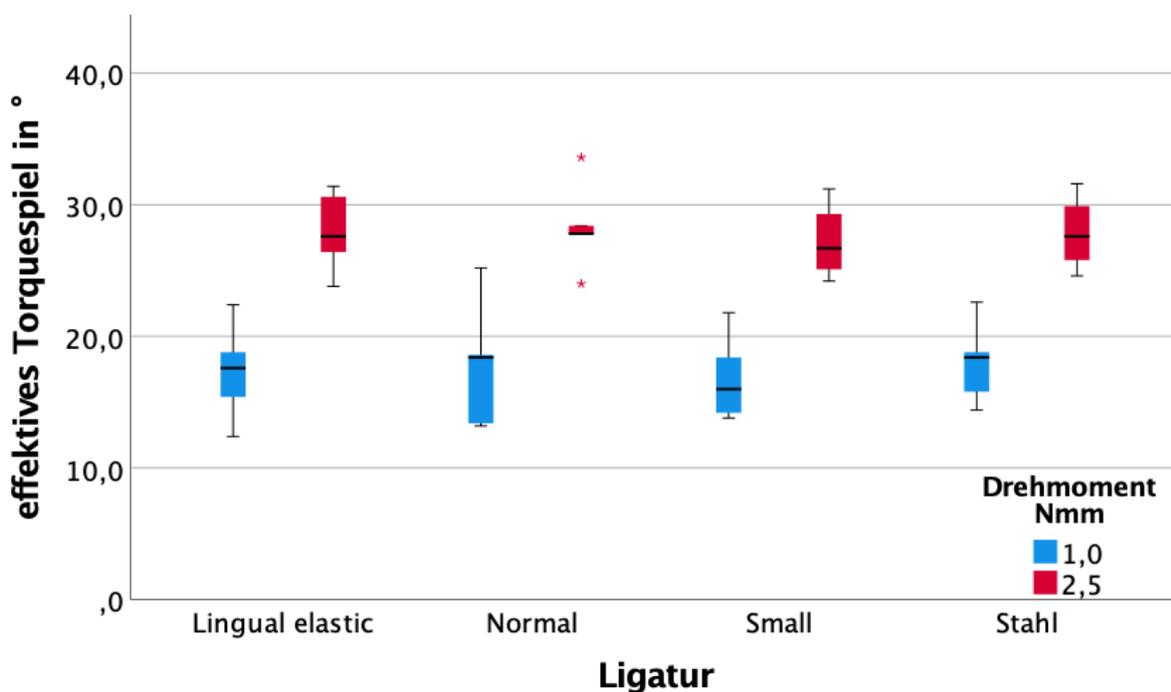


Abb. 43: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht.

Tab. 16: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-7,8	-8,5	-7,4	-8,0
Standardabweichung	2,1	2,9	1,8	2,3
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	9,5	9,3	9,4	10,0
Standardabweichung	1,8	2,1	1,9	1,4
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	17,3	17,8	16,8	18,0
Standardabweichung	3,7	4,9	3,3	3,2
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-13,6	-14,5	-12,9	-13,7
Standardabweichung	1,7	1,4	1,2	1,1
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	14,3	13,8	14,6	14,5
Standardabweichung	1,8	2,1	2,3	1,8
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	24,3	23,3	23,6	24,5
Standardabweichung	2,6	3,5	3,4	1,9

3.1.7 STb-Prämolarenbracket

Es wurden beim STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht keine signifikanten Unterschiede zwischen den vier untersuchten Ligaturen festgestellt (vgl. Abb. 44). Das effektive Torquespiel betrug zwischen 15,8 ° und 18,8 ° für einen Drehmomentwert von 1 Nmm. Die Standardabweichung war vergleichsweise hoch mit bis zu 7,6 ° (s. Abb. 45). Bei einem Drehmomentwert von 2,5 Nmm lagen die Werte noch enger beieinander. Die Werte unterschieden sich maximal um 1,5 ° (26,1 ° bis 27,6 °, Tab. 17), wobei die Standardabweichung auch niedriger ausfiel (maximal 4,0 °).

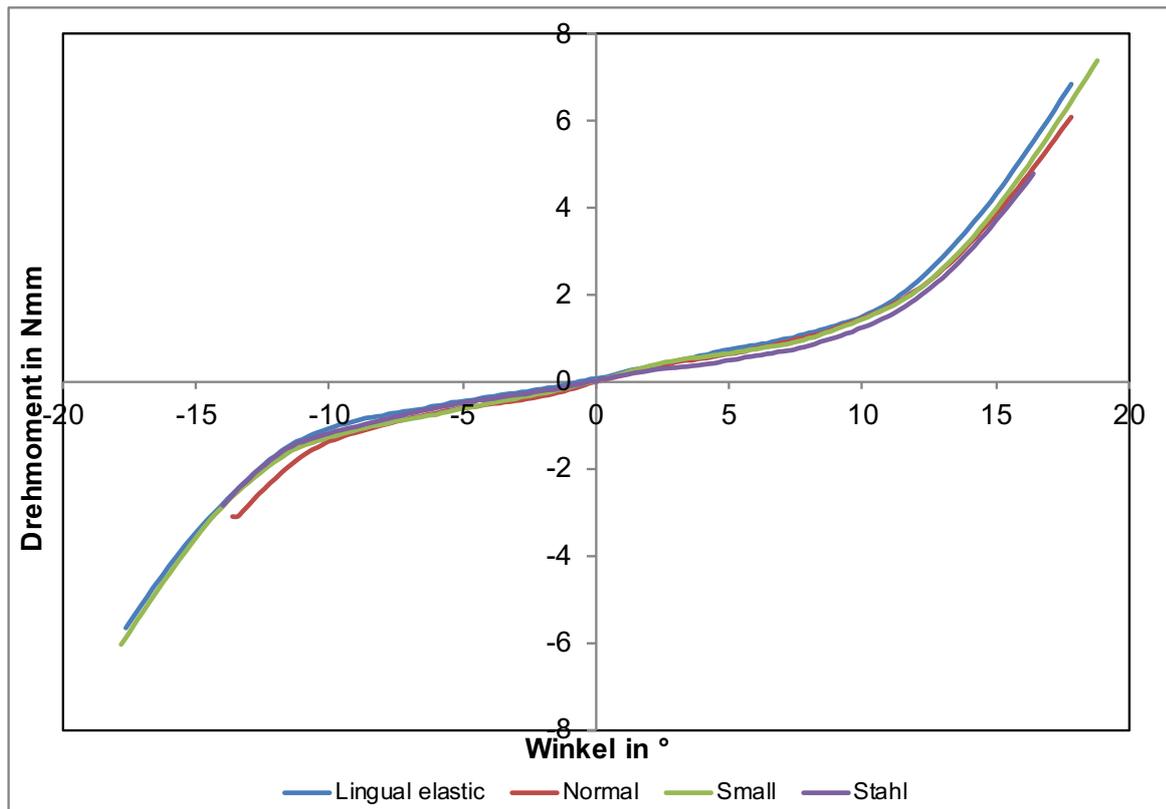


Abb. 44: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht (Torquebewegung).

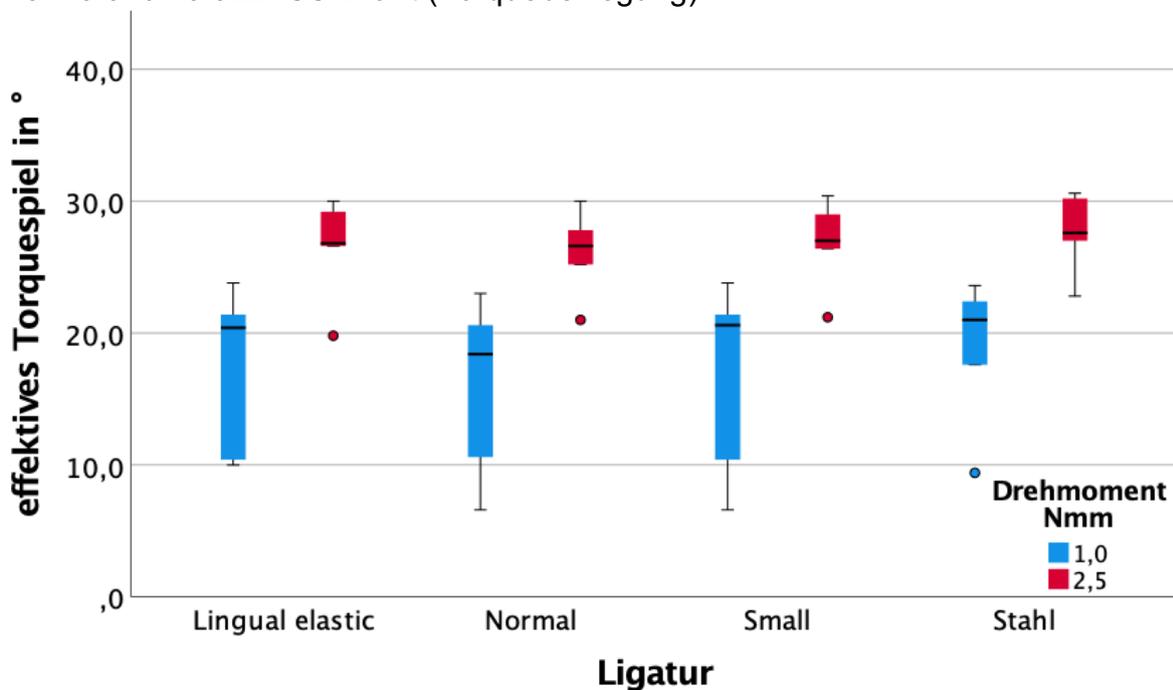


Abb. 45: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.016x0.022" SS-Draht.

Tab. 17: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-9,3	-7,8	-8,1	-8,8
Standardabweichung	2,8	2,8	3,3	2,3
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	7,9	8,0	8,5	10,0
Standardabweichung	3,8	4,2	4,5	3,8
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	17,2	15,8	16,6	18,8
Standardabweichung	6,5	7,0	7,6	5,7
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-13,6	-12,7	-13,5	-13,6
Standardabweichung	2,0	1,2	0,8	0,9
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	12,8	13,4	13,3	14,1
Standardabweichung	2,6	2,9	2,8	3,5
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	26,5	26,1	26,8	27,6
Standardabweichung	4,0	3,4	3,5	3,1

Zum Abschluss wurde das STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA Draht untersucht. Die Werte für das effektive Torquespiel lagen zwischen 22,4 ° und 23,6 ° (1 Nmm) bzw. zwischen 30,1 ° und 30,6 ° (2,5 Nmm, Tab. 18). Die Standardabweichung betrug maximal 1,9 °. Damit ist das effektive Torquespiel beim STb™-Prämolarenbracket beim 0.0175“x0.175“ TMA-Draht höher als beim 0.016“x0.022“ Stahldraht (vgl. Abb. 45 mit Abb. 47).

Die statistische Analyse ergab keine Unterschiede zwischen den Ligaturen, was sich aber schon aufgrund des Graphen (Abb. 46) vermuten ließ.

Allerdings war das effektive Torquespiel für den 0.0175“x0.0175“ TMA Draht diesmal rund 3° höher als für den 0.016“x0.022“ Stahldraht.

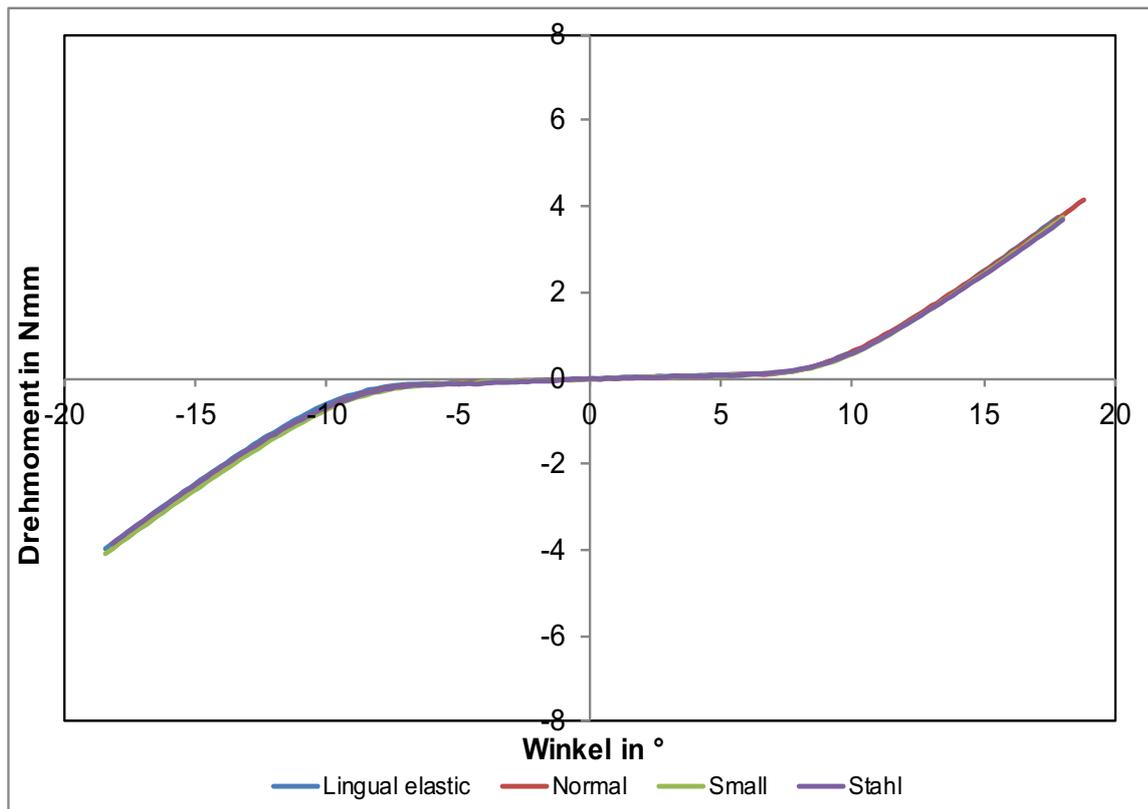


Abb. 46: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht (Torquebewegung).

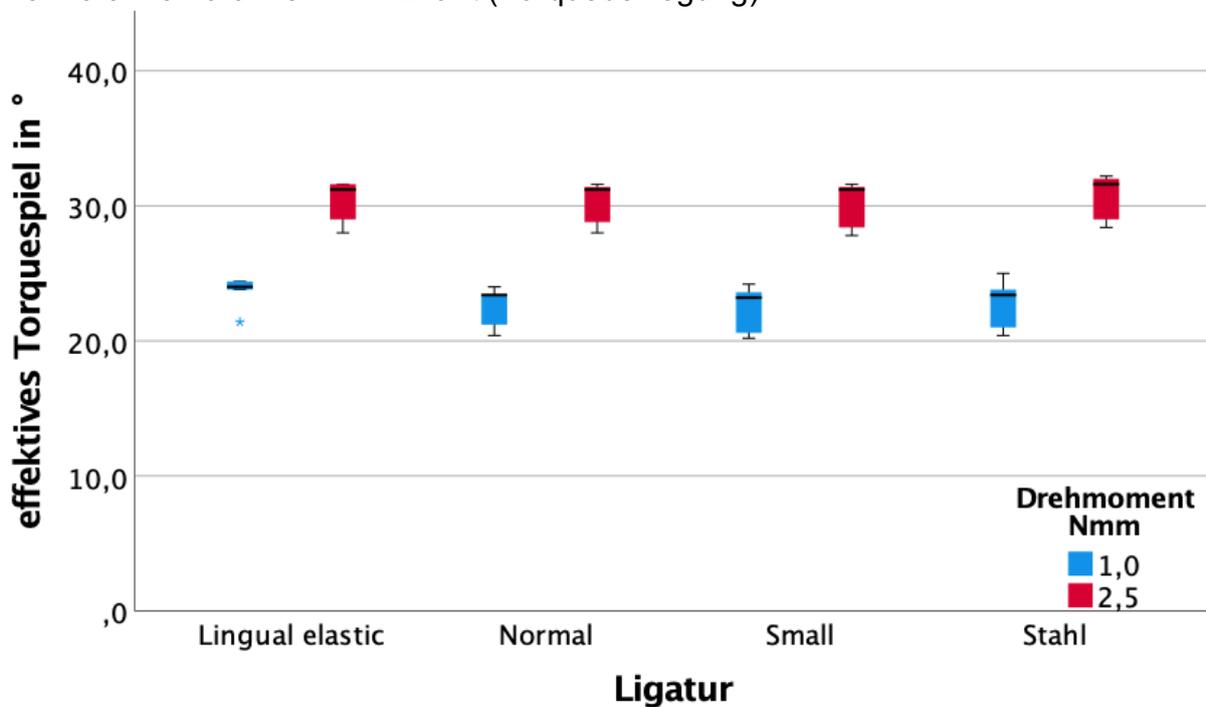


Abb. 47: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht.

Tab. 18: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-12,2	-11,2	-11,0	-11,3
Standardabweichung	1,3	0,7	1,0	1,1
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	11,4	11,3	11,4	11,4
Standardabweichung	0,9	0,9	0,9	0,9
Effektives Torquespiel 1,0 Nmm	23,6	22,5	22,4	22,7
Standardabweichung	1,3	1,6	1,8	1,9
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-15,2	-15,0	-14,5	-15,3
Standardabweichung	1,0	0,6	0,9	1,0
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	15,1	15,2	15,2	15,4
Standardabweichung	0,8	1,1	1,0	0,9
Effektives Torquespiel 2,5 Nmm	30,3	30,2	30,1	30,6
Standardabweichung	1,7	1,7	1,8	1,8

3.2 Vergleiche des effektiven Torquespiels der Brackets untereinander

3.2.1 Mittelwertvergleich der Frontzahnbrackets mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei einem effektiven Torquespiel von $\pm 2,5$ Nmm

Auch hier wurde eine statistische Analyse genutzt, um Unterschiede zwischen den einzelnen Systemen zu finden. Beim 0.016“x0.022“-Stahldraht gibt es einen signifikanten Unterschied zwischen dem Incognito™-Frontzahnbracket und den anderen beiden Frontzahnbrackets (jeweils $\alpha=0,000$). Die Brackets von Joy™ und STb™ unterschieden sich nicht signifikant ($\alpha=0,995$ [± 1 Nmm]/0,0991 [$\pm 2,5$ Nmm]). Diese Unterschiede wurden in Abb. 48 deutlich. Während die Werte für das Incognito™-System unter 20 ° betragen, lagen das STb™- und Joy™-System zwischen 25 ° und 30 ° (Tab. 19). Auffällig ist, dass die Standardabweichung für das Incognito™-Frontzahnbracket deutlich höher war, als für die beiden anderen Frontzahnbrackets.

Tab. 19: Mittelwertvergleich des effektiven Torquespiels der Frontzahnbrackets mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht bei einem Drehmoment von $\pm 2,5$ Nmm

Ligatur		System		
		Incognito™	Joy™	STb™
Lingual elastic	Effektives Torquespiel	18,9	26,9	27,9
	Standardabweichung	7,1	3,6	3,1
Normal	Effektives Torquespiel	18,2	26,3	26,8
	Standardabweichung	7,0	3,5	1,3
Small	Effektives Torquespiel	18,8	26,6	27,1
	Standardabweichung	6,8	3,9	2,3
Stahl	Effektives Torquespiel	18,4	29,4	28,2
	Standardabweichung	7,6	5,1	1,8
Gummikette Overtie	Effektives Torquespiel	18,5		
	Standardabweichung	7,6		
Ling. Elast. Overtie	Effektives Torquespiel	18,9		
	Standardabweichung	7,7		
Stahl Overtie	Effektives Torquespiel	17,8		
	Standardabweichung	8,4		
Powertie	Effektives Torquespiel	17,4		
	Standardabweichung	7,7		

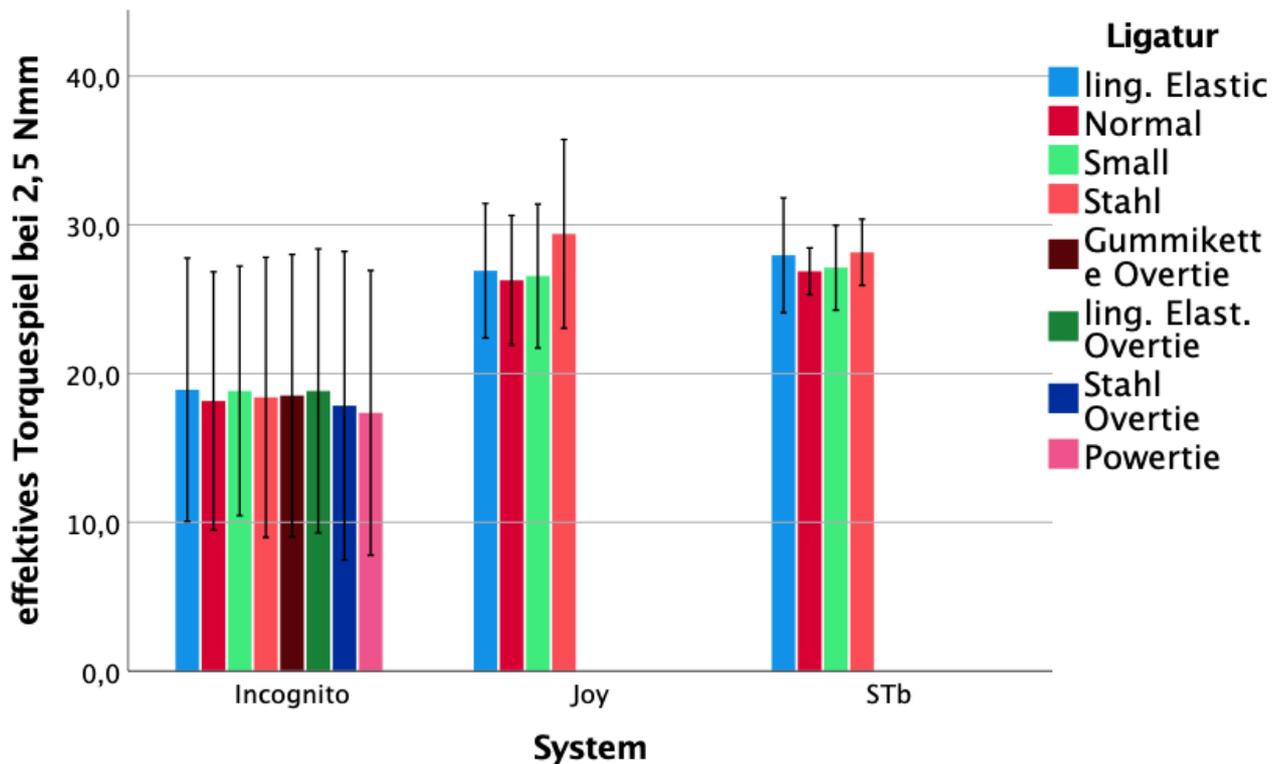


Abb. 48: Vergleich des effektiven Torquespiel der Ligaturen an den Frontzahnbrackets der drei untersuchten Systeme mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht bei $\pm 2,5$ Nmm

3.2.2 Mittelwertvergleich der Prämolarenbrackets mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht bei $\pm 2,5$ Nmm

Tab. 20: Mittelwertvergleich des effektiven Torquespiels der Ligaturen an den Prämolarenbrackets der drei untersuchten Systeme mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht bei einem Drehmoment von $\pm 2,5$ Nmm

Ligatur		System		
Name	in °	Incognito™	Joy™	STb™
Lingual elastic	Effektives Torquespiel	---	25,3	26,5
	Standardabweichung	---	2,6	4,0
Normal	Effektives Torquespiel	---	24,9	26,1
	Standardabweichung	---	3,0	3,4
Small	Effektives Torquespiel	---	24,8	26,8
	Standardabweichung	---	4,8	3,5
Stahl	Effektives Torquespiel	---	25,8	27,6
	Standardabweichung	---	3,1	3,1

Bei den Prämolaren und Molarenbrackets lagen keine Daten für alle drei Systeme vor, da die Incognito™-Brackets nicht die erforderliche Anzahl an Wiederholungen erreicht

hatten, um eine statistische Analyse durchzuführen (s. Tab. 21 und Abb. 50 für die Prämolarenbrackets und Tab. 22 und Abb. 51 für die Molarenbrackets). Deswegen können dort nur unzureichende Vergleiche gezogen werden.

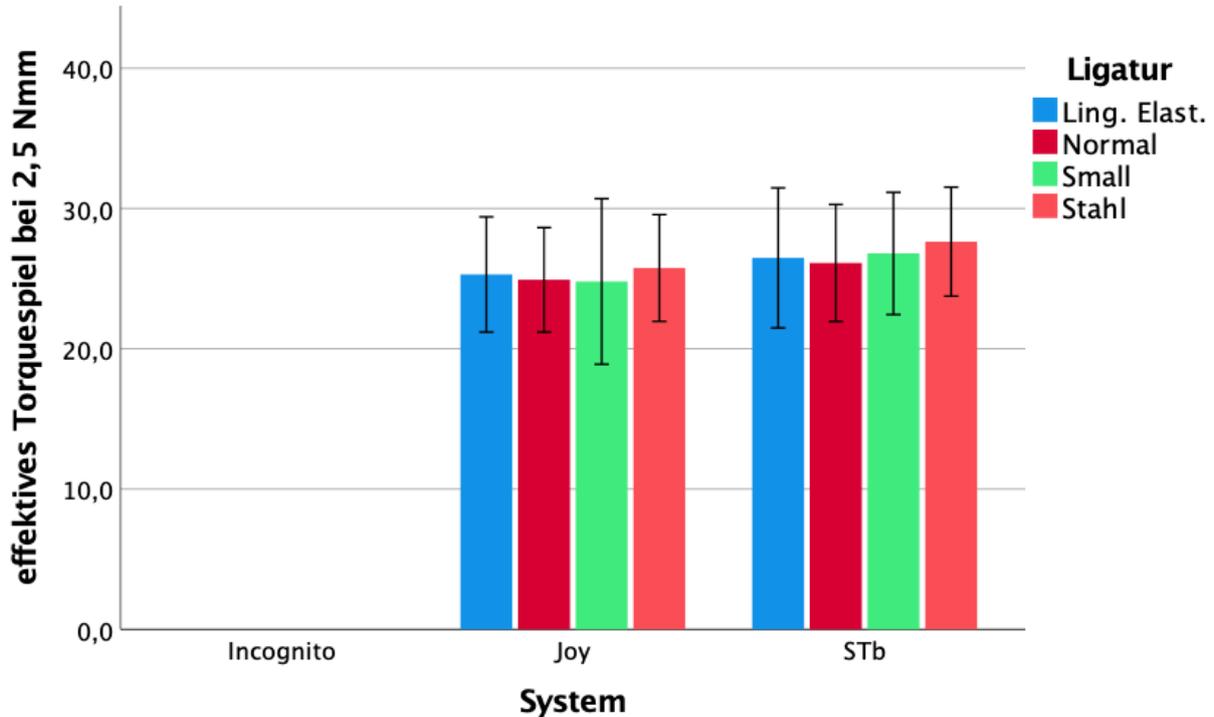


Abb. 49: Vergleich der Prämolarenbrackets der drei Systeme mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 2,5 Nmm

3.2.3 Mittelwertvergleich der Molarenbrackets mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei $\pm 2,5$ Nmm

Tab. 21: Mittelwertvergleich des effektiven Torquespiels der Ligaturen an den Molarenbrackets der drei untersuchten Systeme mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei einem Drehmoment von $\pm 2,5$ Nmm

Ligatur		System		
Name	in °	Incognito™	Joy™	STb™
Lingual elastic	Effektives Torquespiel	---	29,8	---
	Standardabweichung	---	2,7	---
Normal	Effektives Torquespiel	---	29,0	---
	Standardabweichung	---	2,1	---
Small	Effektives Torquespiel	---	30,2	---
	Standardabweichung	---	2,4	---
Stahl	Effektives Torquespiel	---	30,7	---
	Standardabweichung	----	2,6	---

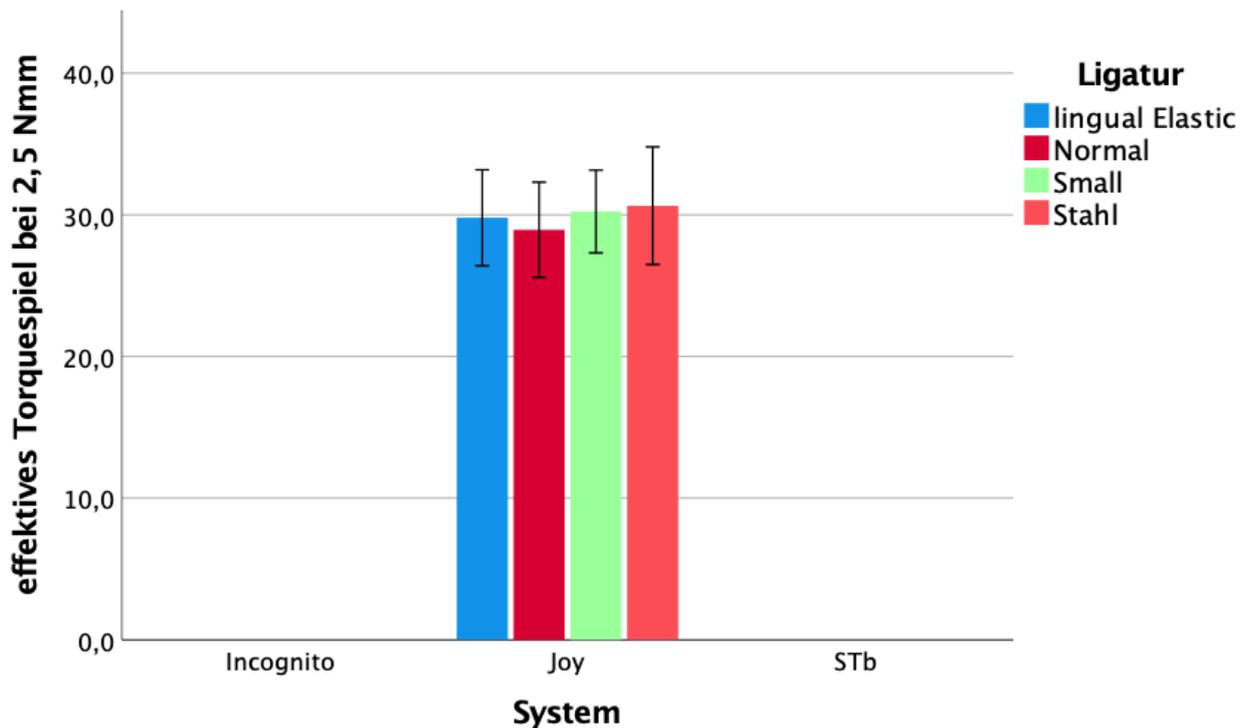


Abb. 50: Vergleich des effektiven Torquespiels der Ligaturen an den Molarenbrackets der drei untersuchten Systeme mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht bei $\pm 2,5$ Nmm. Das Incognito™- und das STb™-System erreichten beide nicht das Drehmoment von -2,5 Nmm und/oder 2,5 Nmm.

3.3 Angulations- & Rotationsmessungen

Bei den Angulations- bzw. Rotationsbewegungen ist es nicht möglich, von -20° bis $+20^\circ$ zu messen, weil andernfalls die Leistungsfähigkeit der Messeinheit überschritten wird. Es wird von -12° bis $+12^\circ$ gemessen. Da jeweils noch 1° Spiel herausgeschnitten werden muss, welches bewusst durch den Versuchsaufbau eingefügt wurde (siehe dazu Versuchsaufbau Angulation und Rotation), sind die folgenden Darstellungen jeweils von -10° bis $+10^\circ$, um die x-Achse einheitlich zu gestalten. Die y-Achse reicht einheitlich von -20 Nmm bis $+20$ Nmm.

Zusätzlich zeigt ein Boxplotdiagramm die Werte des effektiven Spiels für die Entlastung. Da sich Hin- und Rückweg aus jeweils einer Belastungs- und einer Entlastungsphase zusammensetzen, kann es bei der Auswertung des effektiven Spiels der Entlastungsphase zu negativen Werten kommen. Das ist nicht der Regelfall. Dies kann allerdings bei einzelnen Wiederholungen vorkommen, gerade bei den elastischen Ligaturen, was an der Dehnung der Ligaturen liegt.

3.3.1 Incognito-Oberkieferfrontzahnbracket ohne tip bar

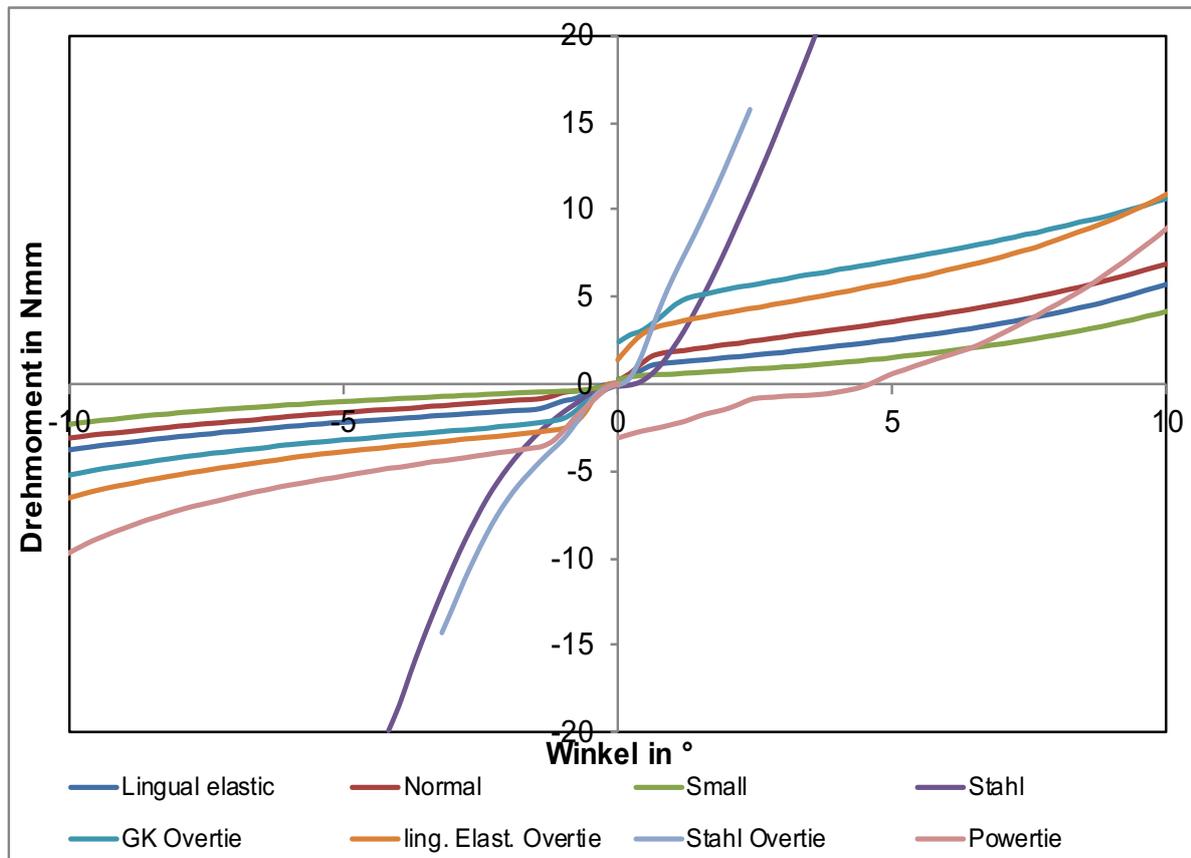


Abb. 51: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahn Oberkiefer ohne tip bar und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Angulationsbewegung).

Sowohl im Winkel/Drehmoment-Diagramm für das Incognito™-Frontzahnbracket ohne tip-bar (Abb. 52), als auch im Boxplotdiagramm (Abb. 53) ließen sich zwei Gruppen von Ligaturen erkennen. In der statistischen Auswertung unterschieden sich die drei elastischen Ligaturen (ling. Elastic/normal/small) nicht signifikant voneinander. Ebenso unterschieden sich die Stahlligatur, das ling. elastic Overtie, das Overtie aus der Gummikette und das Stahlovertie nicht voneinander. Das Powertie lag mit seinen Werten für das effektive Torquespiel dazwischen und unterschied sich weder von der einen noch von der anderen Gruppe signifikant. Auffällig war auch, dass die Gruppe mit den Overties eine deutlich geringe Standardabweichung aufwies als die elastischen Ligaturen als O-Ring. Die Overties wiesen höchstens eine Standardabweichung von 1,3 ° (Tab. 23) auf, während die elastischen Ligaturen als O-Ring mehr als doppelt so hohe Standardabweichung aufwiesen.

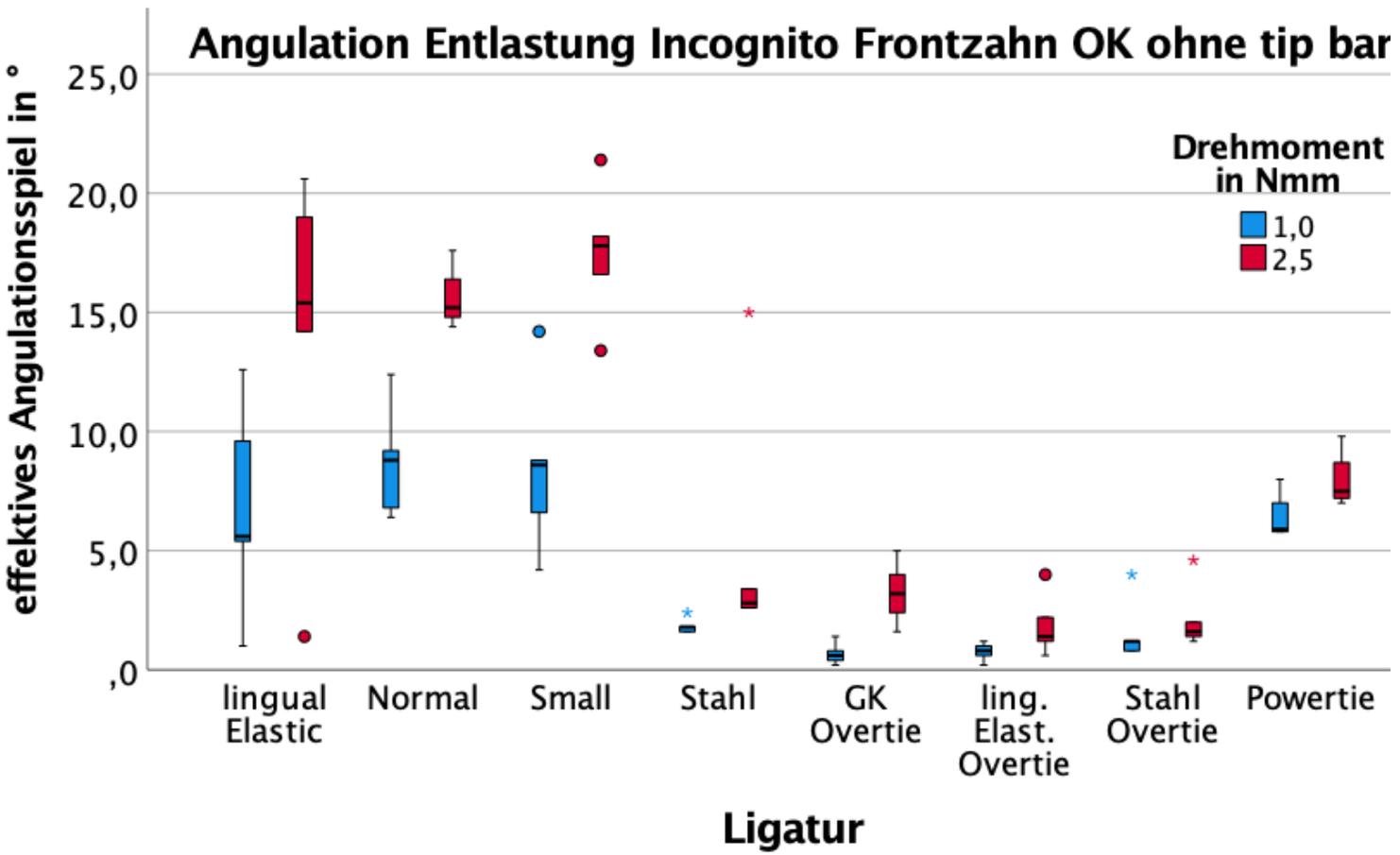


Abb. 52: Boxplotdiagramm für das effektive Angulationsspiel für die Ligaturen am Incognito™ Frontzahnbracket OK ohne tip bar.

Tab. 22: Effektives Angulationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Frontzahnbracket ohne tip bar bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl	GK Overtie	Ling. Elast. Overtie	Stahl Overtie	Powertie
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-4,1	-5,5	-5,4	-0,9	-0,7	-0,6	-1,2	-0,6
Standardabweichung	3,0	2,7	2,2	0,4	0,3	0,1	1,3	0,3
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	2,7	3,2	3,0	0,9	0,0	0,2	0,4	5,8
Standardabweichung	1,6	1,4	2,4	0,2	0,2	0,4	0,2	1,2
Effektives Angulationsspiel $\pm 1,0$ Nmm	6,8	8,7	8,5	1,8	0,7	0,8	1,6	6,4
Standardabweichung	4,4	2,4	3,7	0,3	0,5	0,4	1,4	1,1
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-8,3	-8,5	-10,4	-1,5	-2,7	-1,4	-1,5	-1,1
Standardabweichung	4,4	0,6	1,9	0,4	1,6	0,9	1,3	0,3
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	5,8	6,8	7,1	3,8	0,5	0,5	0,6	6,9
Standardabweichung	3,2	1,0	1,8	5,7	0,5	0,5	0,2	1,8
Effektives Angulationsspiel $\pm 2,5$ Nmm	14,1	15,7	17,5	5,3	3,2	1,9	2,2	8,0
Standardabweichung	7,6	1,7	2,9	5,4	1,3	1,3	1,4	1,3

3.3.2 Incognito-Oberkieferfrontzahnbracket mit tip bar

Das breitere Incognito™-Frontzahnbracket mit tip bar hatte auch Einfluss auf das Verhalten der Ligaturen (Abb. 54). So unterschieden sich die drei Overties, das Powertie und die Stahlligatur nicht statistisch signifikant voneinander. Hingegen unterschieden sich die drei elastischen Ligaturen sowohl untereinander als auch zu den restlichen Ligaturen.

So liegt das effektive Rotationsspiel für einen Drehmomentwert von 2,5 Nmm für die normal Ligatur bei 17,4 °, während es für die Small-Ligatur bei 13,7 ° und für die ling. Elastic Ligatur der Firma 3M nur bei lediglich 11,7 ° liegt (Tab. 24). Vergleichend hierzu liegen die Overties, das Powertie und die Stahlligatur bei 1,0 ° bis 1,7 ° (Abb. 55).

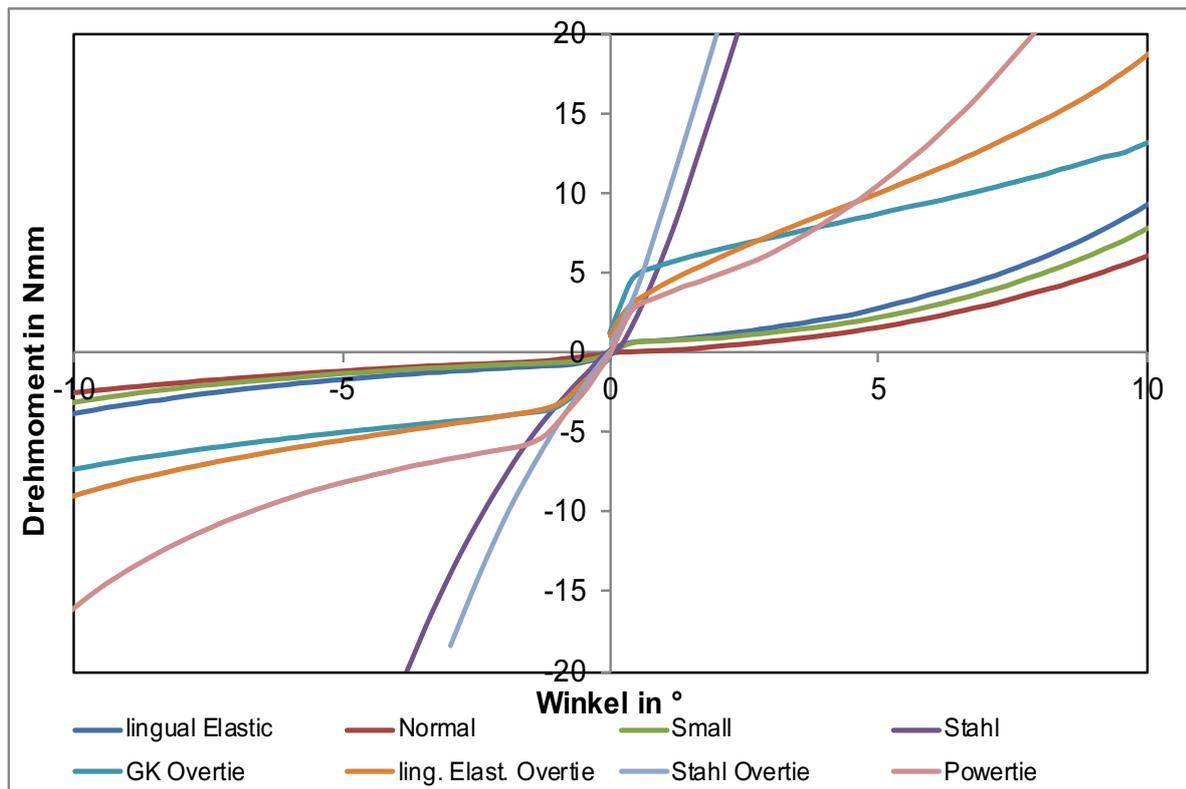


Abb. 53: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket OK mit tip bar und einem 0.016"x0.022" SS-Draht (Angulationsbewegung).

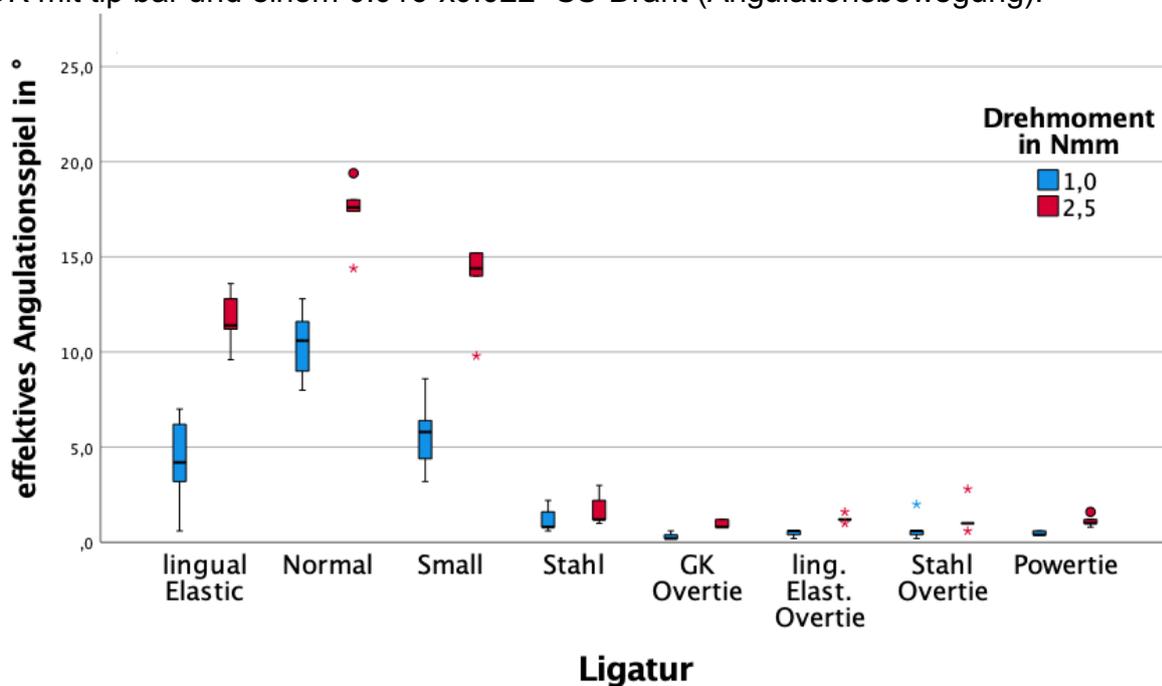


Abb. 54: Boxplotdiagramm für das effektive Angulationsspiel für die Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket OK mit tip bar.

Tab. 23: Effektives Angulationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Oberkieferfrontzahnbracket mit tip bar bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl	GK Overtie	Ling. Elast. Overtie	Stahl Overtie	Powertie
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-2,4	-6,3	-3,3	-0,6	-0,2	-0,4	-0,4	-0,3
Standardabweichung	1,5	1,2	0,7	0,4	0,1	0,1	0,5	0,1
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	1,8	4,1	2,3	0,6	0,1	0,1	0,4	0,2
Standardabweichung	1,1	0,8	1,4	0,5	0,1	0,1	0,3	0,0
Effektives Angualtionsspiel $\pm 1,0$ Nmm	4,2	10,4	5,7	1,2	0,3	0,5	0,8	0,5
Standardabweichung	2,5	2,0	2,0	0,7	0,2	0,1	0,7	0,1
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-7,5	-10,7	-8,8	-1,0	-0,6	-0,8	-0,8	-0,6
Standardabweichung	1,2	0,9	0,4	0,5	0,2	0,1	0,6	0,2
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	4,2	6,6	5,0	0,8	0,3	0,4	0,5	0,6
Standardabweichung	1,1	1,0	1,9	0,5	0,1	0,1	0,3	0,3
Effektives Angualtionsspiel $\pm 2,5$ Nmm	11,7	17,4	13,7	1,7	1,0	1,2	1,3	1,1
Standardabweichung	1,5	1,8	2,3	0,9	0,2	0,2	0,9	0,3

3.3.3 Incognito-Unterkieferfrontzahnbracket

Das Incognito™-Unterkieferfrontzahnbracket ähnelte dem Oberkieferfrontzahnbracket in der statistischen Auswertung (vgl. Abb. 56 mit Abb. 52). Auch hier unterschieden sich die drei elastischen Ligaturen als O-Ring nicht voneinander. Allerdings unterschieden sie sich signifikant von den restlichen fünf untersuchten Ligaturen. Die drei Overties und die Stahlligatur zeigten keine signifikanten Unterschiede. Das Powertie unterschied sich bei einem effektiven Angulationsspiel von 1 Nmm signifikant von sechs Ligaturen, nur von der Stahlligatur nicht. Die normale Ligatur hatte mit $2,7^\circ$ die größte Standardabweichung (Tab. 25). Bei einem Drehmomentwert von 2,5 Nmm unterschied sich das Powertie von den elastischen Ligaturen aber nicht von den drei Overties und der Stahlligatur. Diese Unterschiede in der statistischen Analyse sind auch im Boxplotdiagramm (Abb. 57) nachzuvollziehen.

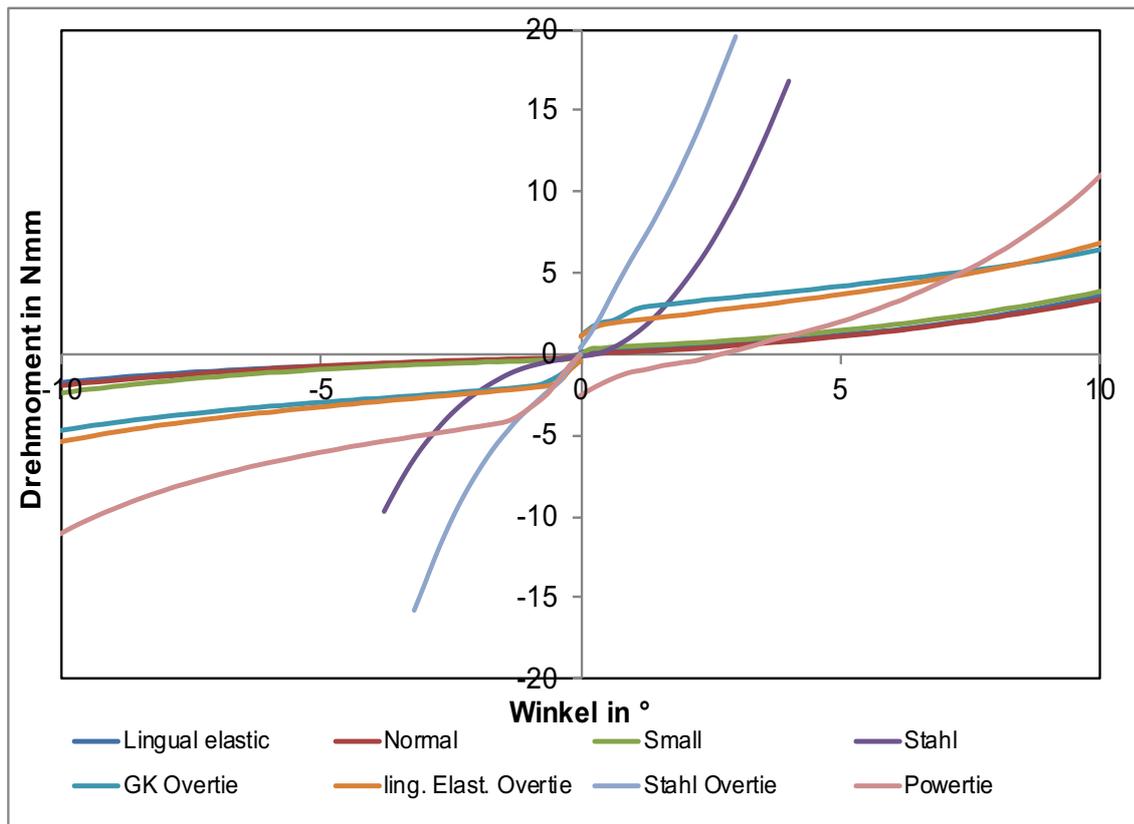


Abb. 55: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahnunterkieferbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Angulationsbewegung).

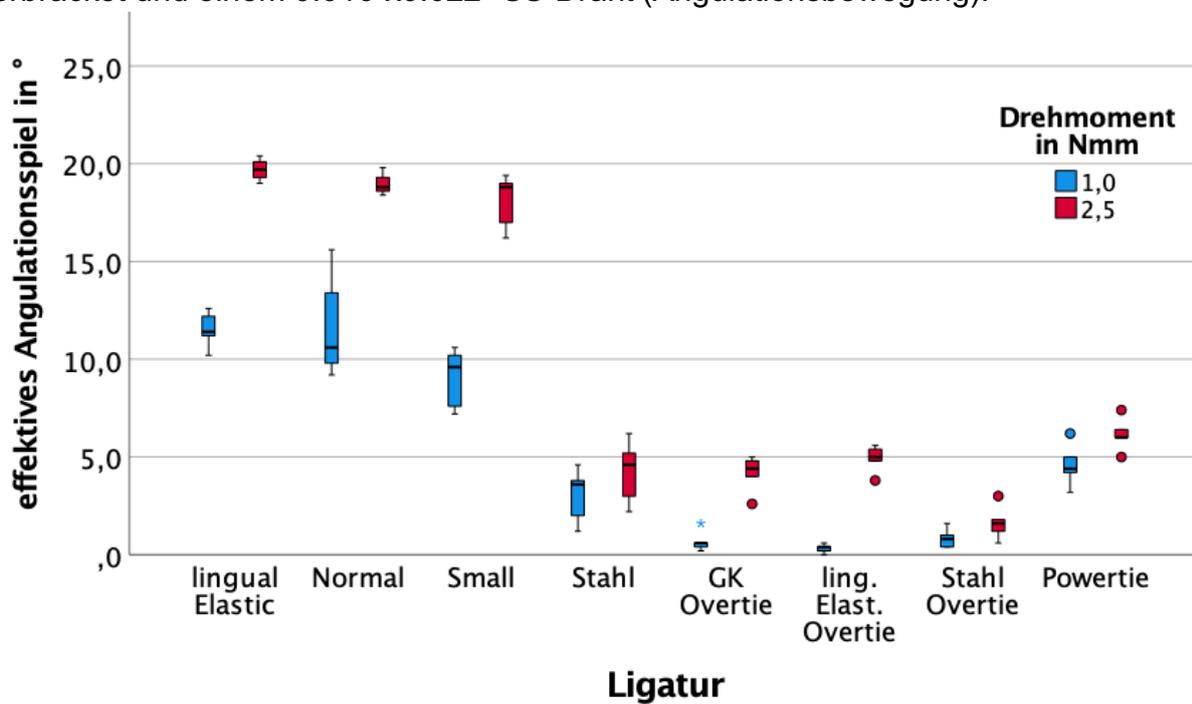


Abb. 56: Boxplotdiagramm für das effektive Angulationsspiel für die Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket UK.

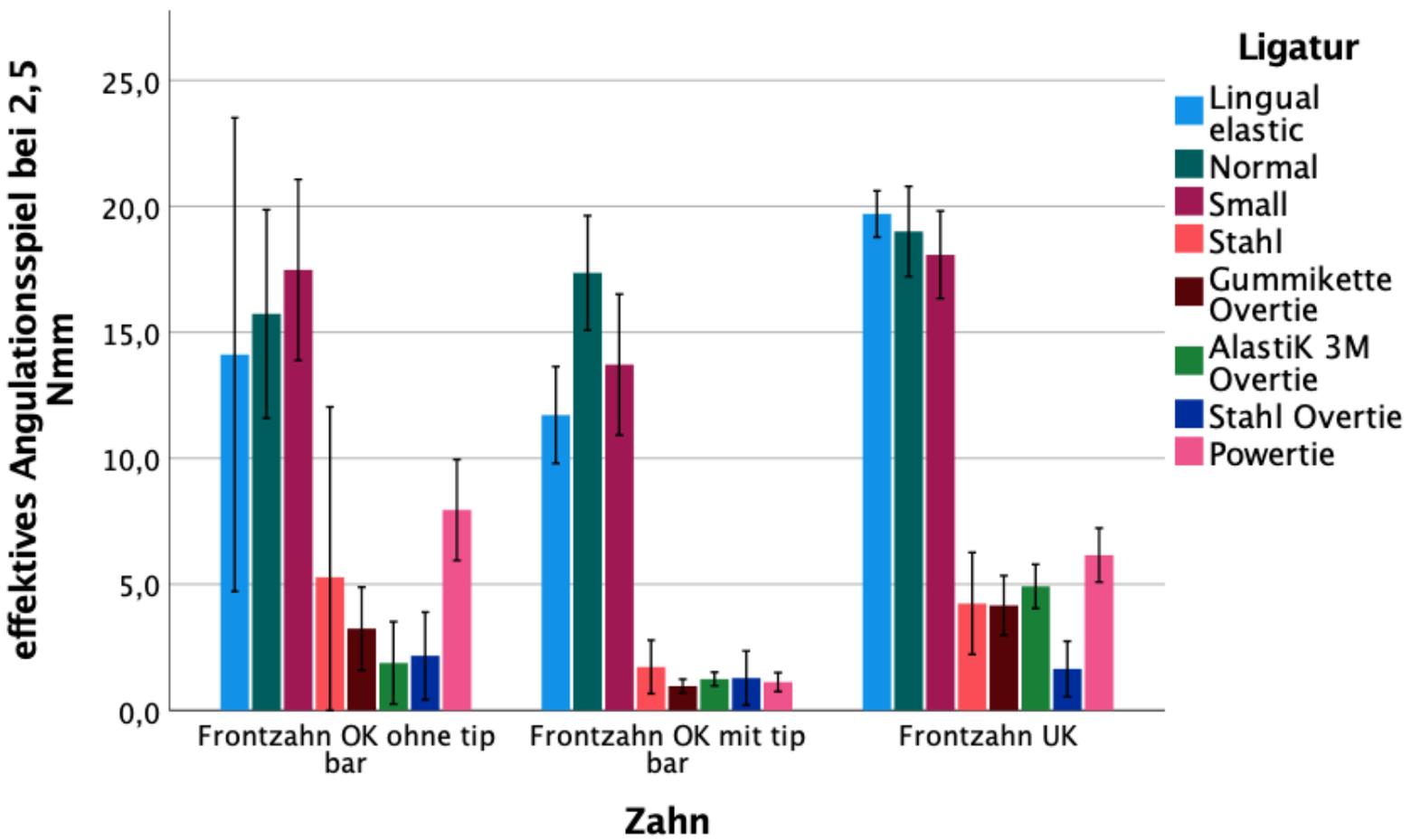
Tab. 24: Effektives Angulationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™ Unterkieferfrontzahnbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl	GK Overtie	Ling. Elast. Overtie	Stahl Overtie	Powertie
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-6,8	-6,9	-5,3	-1,7	-0,4	-0,3	-0,6	-0,5
Standardabweichung	0,5	2,0	1,2	0,8	0,3	0,2	0,5	0,3
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	4,7	4,8	3,7	1,3	0,3	0,0	0,3	4,1
Standardabweichung	0,5	1,0	1,1	0,7	0,4	0,1	0,2	1,3
Effektives Angulationsspiel $\pm 1,0$ Nmm	11,5	11,7	9,0	3,0	0,7	0,3	0,8	4,6
Standardabweichung	0,9	2,7	1,5	1,4	0,5	0,2	0,5	1,1
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-11,5	-10,9	-10,2	-2,4	-3,2	-2,6	-1,1	-0,7
Standardabweichung	0,2	0,7	1,0	1,0	0,9	0,9	0,8	0,3
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	8,4	8,6	7,9	1,8	1,0	2,4	0,5	5,4
Standardabweichung	0,8	0,8	0,7	0,8	1,0	1,2	0,2	1,0
Effektives Angulationsspiel $\pm 2,5$ Nmm	19,7	19,0	18,1	4,2	4,2	4,9	1,6	6,2
Standardabweichung	0,6	0,7	1,4	1,6	1,0	0,7	0,9	0,9

3.3.4 Einfluss der Bracketbreite auf das effektive Angulationsspiel

Festzuhalten ist, dass sowohl die Ligatur als auch das Bracket einen signifikanten Einfluss haben – sowohl bei einem effektiven Angulationsspiel von $\pm 1,0$ Nmm als auch bei $\pm 2,5$ Nmm. In der Post-Hoc-Analyse (Tukey-Test) zeigte sich, dass das Incognito™-Oberkieferfrontzahnbracket mit tip bar sich signifikant vom Oberkieferfrontzahnbracket ohne tip bar ($\alpha=0,001$ bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm) und dem Unterkieferfrontzahnbracket ($\alpha=0,000$ bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm) unterschied. Das Unterkieferfrontzahnbracket unterschied sich nicht signifikant vom Oberkieferfrontzahnbracket ohne tip bar ($\alpha=0,257$ bei $\pm 2,5$ Nmm; $\alpha=0,079$ bei $\pm 1,0$ Nmm).

Abb. 57: Vergleich des effektiven Angulationsspiels der verschiedenen Ligaturen an den unterschiedlich breiten Incognito™-Frontzahnbrackets.



3.4 Rotation

3.4.1 Incognito-Prämolarenbracket

Die statistische Analyse des effektiven Rotationsspiels ergab für das Incognito™-Prämolarenbracket, dass die Stahlligatur signifikant größere Winkel (9,5 °) benötigt, um einen Drehmomentwert von 1 Nmm zu erreichen als die ling. elastic Ligatur (2,7 °) und die Small- Ligatur (3,4 °). Die Normal-Ligatur (5,1 °) unterschied sich von keiner anderen Ligatur signifikant (vgl. Abb. 60).

Wird allerdings ein Drehmoment von 2,5 Nmm benötigt, unterschied sich die Stahlligatur (10,2 °) von keiner anderen Ligatur signifikant. Die elastischen Ligaturen unterschieden sich hingegen alle signifikant voneinander signifikant. Während die ling. Elastic Ligatur einen Wert von 8,8 ° (Tab. 26) aufwies, waren die Werte der Normal-Ligatur (15,3 °) und der Small-Ligatur (14,4 °) höher als der Wert der Stahlligatur.

Festzuhalten ist, dass der fast lineare Anstieg der Stahlligatur im klinisch relevanten Bereich liegt, weswegen die Werte für das effektive Rotationsspiel bei dieser Ligatur immer so nah beieinander liegen (Abb. 59).

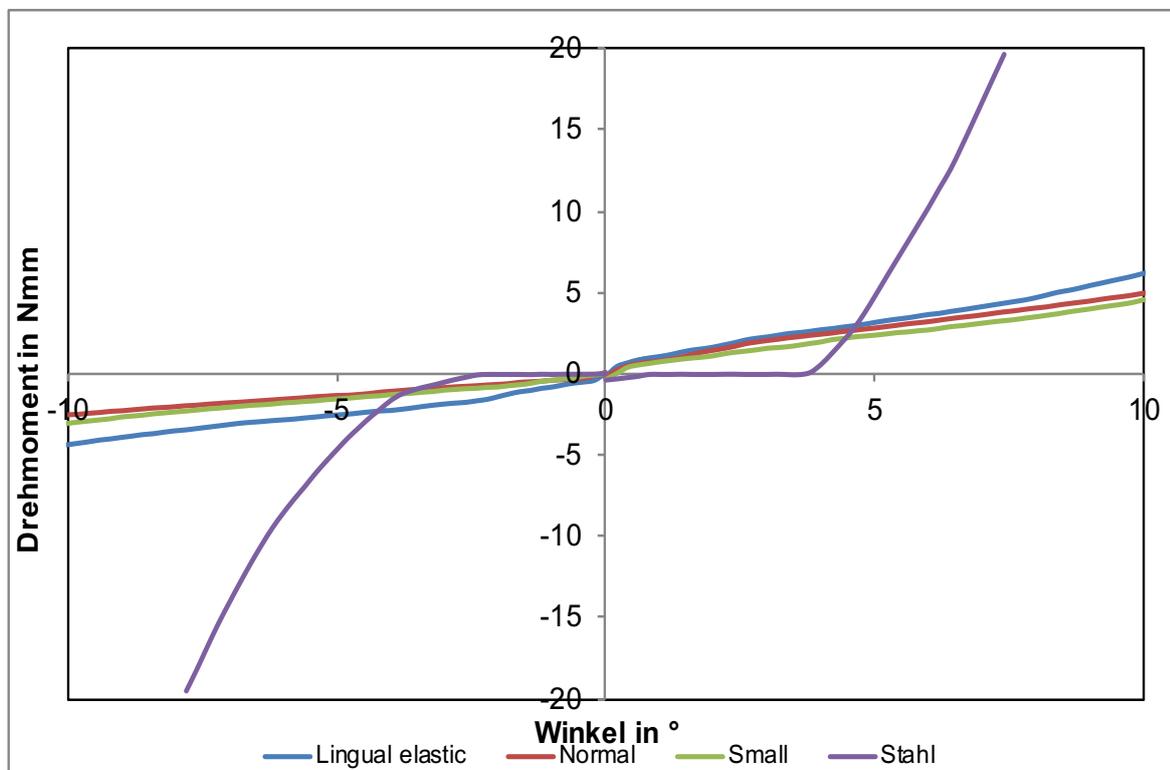


Abb. 58: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Prämolarenbracket und einem 0.016"x0.022" SS-Draht (Rotationsbewegung).

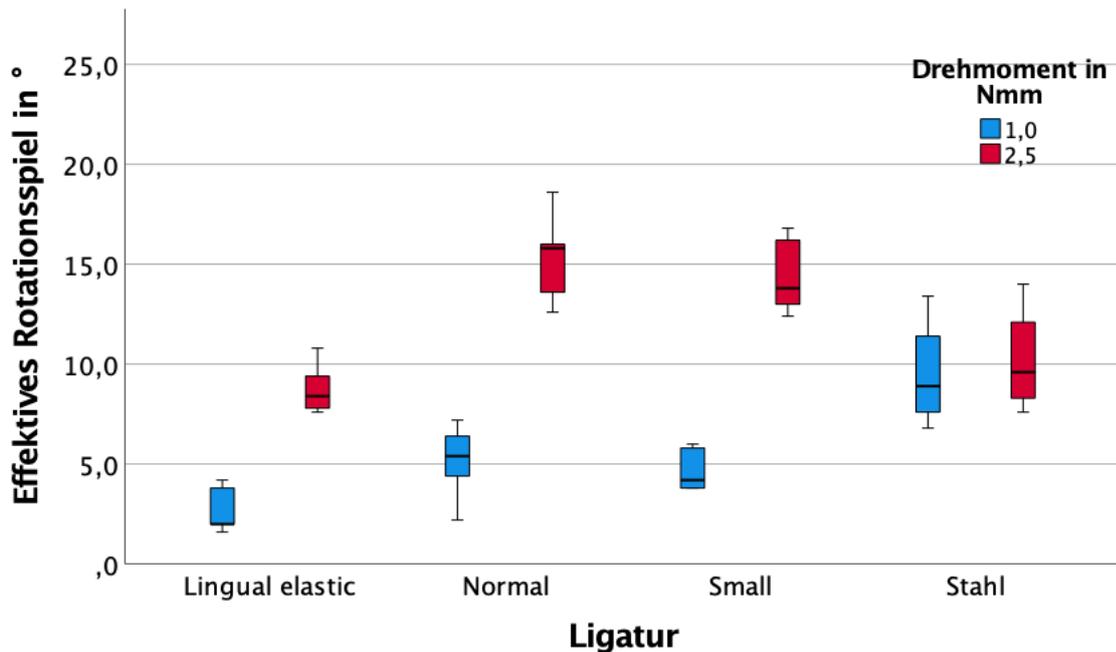


Abb. 59: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am Incognito™-Prämolarenbracket.

Tab. 25: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Prämolarenbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-1,8	-3,4	-1,6	-4,5
Standardabweichung	0,8	1,0	3,0	1,6
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	0,9	1,8	1,8	5,0
Standardabweichung	1,0	1,1	1,8	1,3
Effektives Rotationsspiel $\pm 1,0$ Nmm	2,7	5,1	3,4	9,5
Standardabweichung	1,2	1,9	3,6	2,8
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-5,1	-9,6	-8,6	-5,0
Standardabweichung	1,8	1,1	0,9	1,6
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	3,7	5,7	5,8	5,2
Standardabweichung	1,7	1,8	2,7	1,2
Effektives Rotationsspiel $\pm 2,5$ Nmm	8,8	15,3	14,4	10,2
Standardabweichung	1,3	2,3	2,0	2,7

3.4.2 Incognito-Molarenbracket

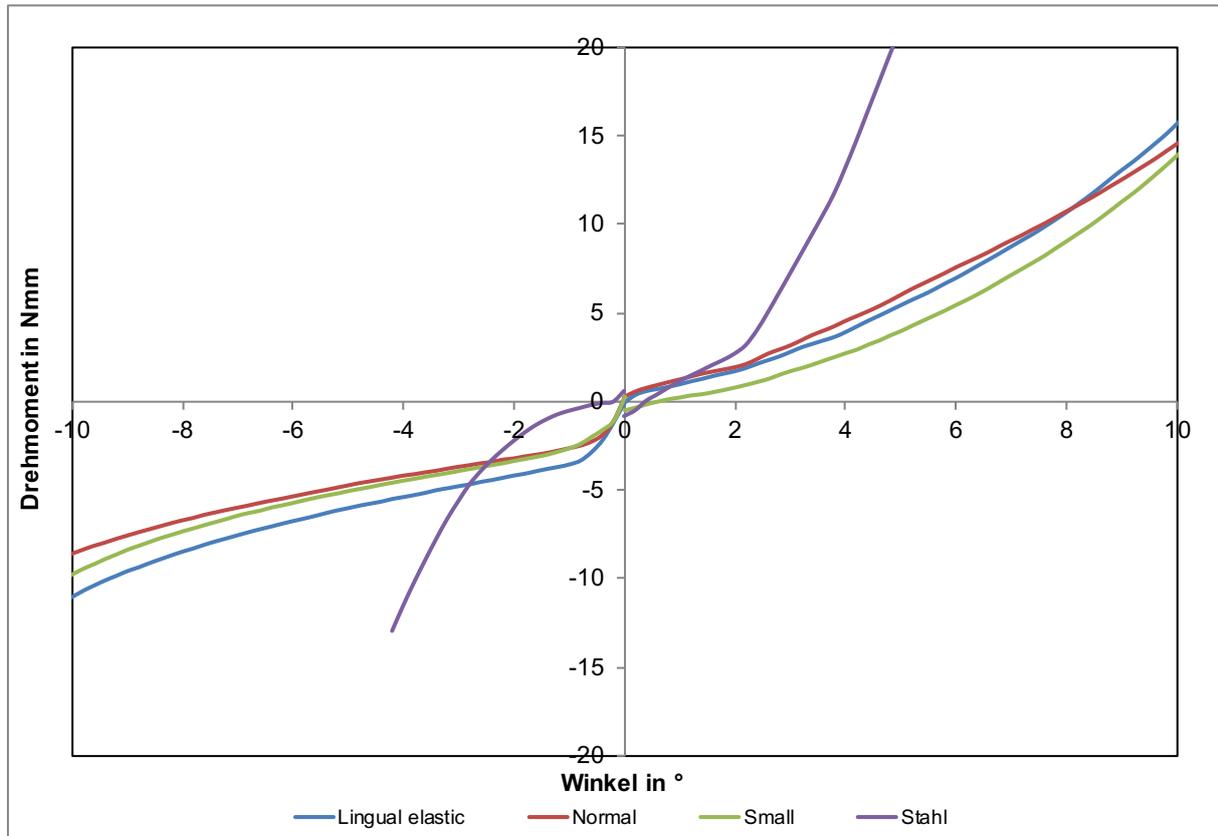


Abb. 60: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Molarenbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Rotationsbewegung).

Für das Incognito™-Molarenbracket wurde folgende Kurve (Abb. 61) ermittelt, aus der sich die Werte für das effektive Drehmoment erfassen lassen: Bei einem Drehmomentwert von 1 Nmm lagen die drei elastischen Ligaturen zwischen 1,2 ° und 2,8 °, der Wert der Stahlligatur lag bei 5,0 ° (Tab. 27) und unterschied sich signifikant für von der Small- und der ling. Elastic Ligatur. Bei einem Drehmomentwert von 2,5 Nmm unterschieden sich die vier Ligaturen nicht mehr signifikant voneinander. Das effektive Rotationsspiel lag zwischen 3,5 ° und 5,6 ° (Abb. 62), wobei die Standardabweichung maximal 2,6 ° (Stahl) betrug. Die Standardabweichung der elastischen Ligaturen lag zwischen 0,9 ° und 1,9 °.

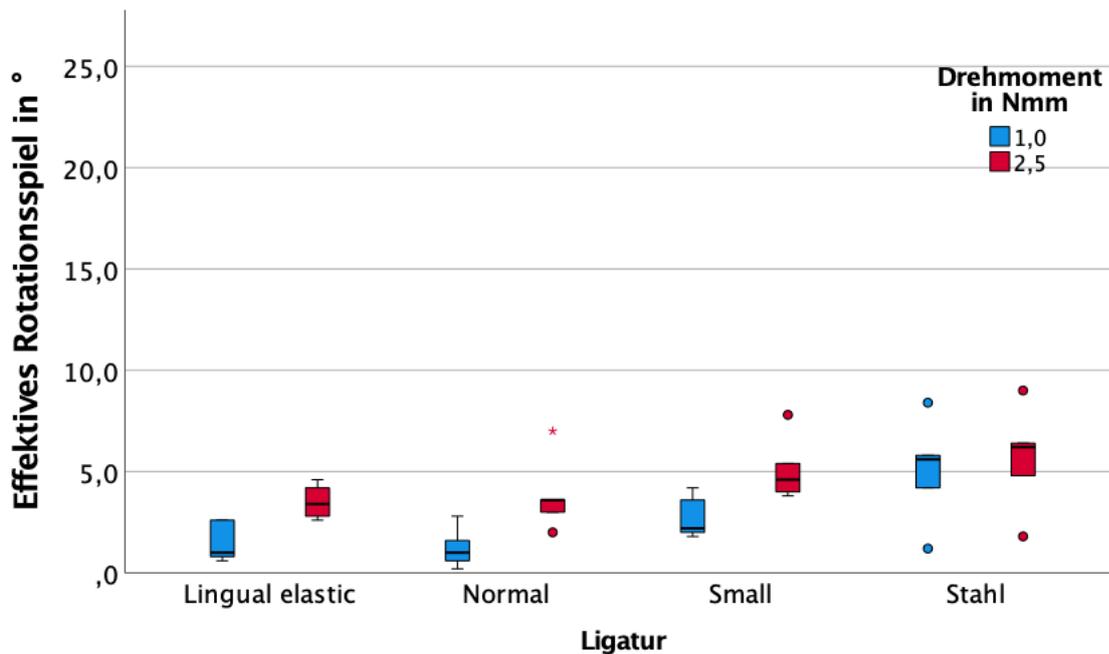


Abb. 61: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am Incognito™-Molarenbracket.

Tab. 26: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Molarenbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-0,3	-0,2	-0,4	-2,6
Standardabweichung	0,2	0,1	0,4	1,4
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	1,2	1,0	2,4	2,4
Standardabweichung	0,9	0,9	0,9	1,3
Effektives Rotationsspiel $\pm 1,0$ Nmm	1,5	1,2	2,8	5,0
Standardabweichung	1,0	1,0	1,1	2,6
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-0,6	-1,1	-1,2	-3,0
Standardabweichung	0,2	0,9	1,1	1,4
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	3,0	2,7	4,0	2,6
Standardabweichung	0,8	1,1	0,8	1,3
Effektives Rotationsspiel $\pm 2,5$ Nmm	3,5	3,8	5,1	5,6
Standardabweichung	0,9	1,9	1,6	2,6

3.4.3 Joy-Frontzahnbracket

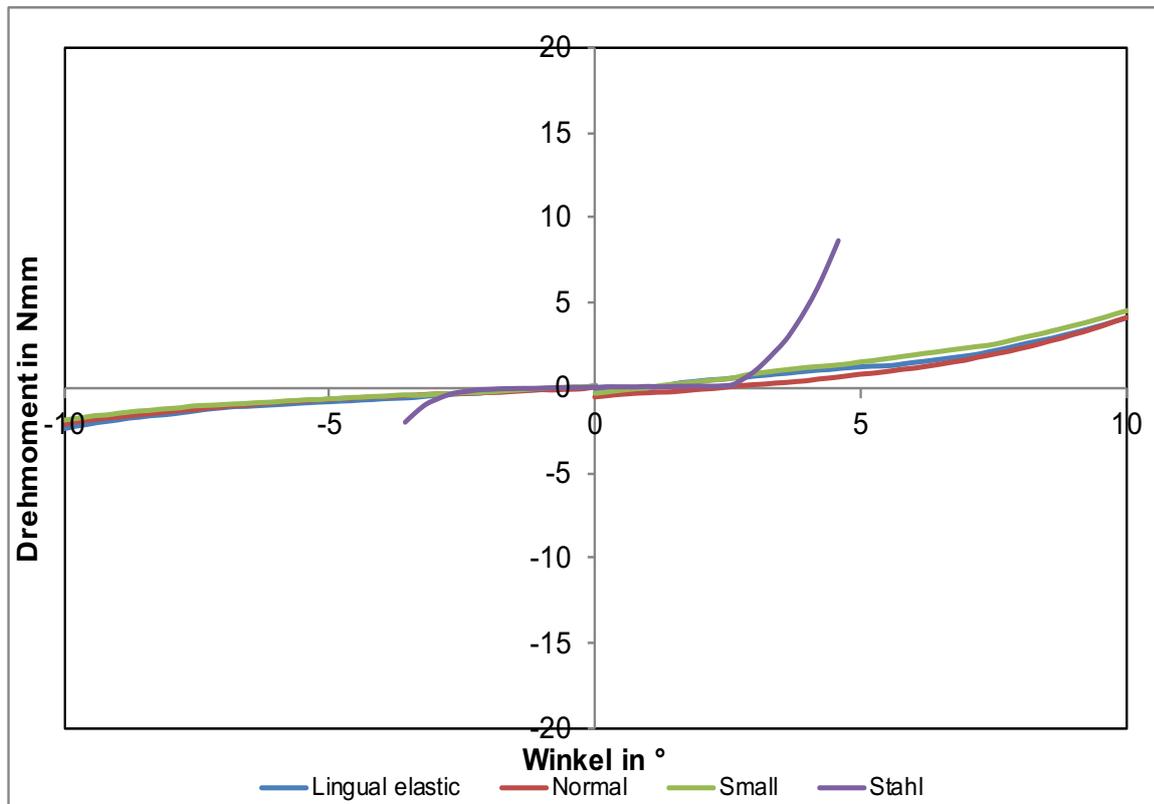


Abb. 62: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket und 0.016“x0.022“ SS-Draht (Rotationsbewegung).

Die statistische Analyse beim Joy™-Frontzahnbracket hat ergeben, dass sich die Stahlligatur von allen anderen Ligaturen signifikant unterschied (s. Abb. 63). Die anderen Ligaturen taten dies nicht. Die Stahlligatur hatte signifikant geringere Werte für das effektive Rotationsspiel, sowohl für einen Drehmomentwert von 1 Nmm (6,5 °) als auch bei einem Drehmomentwert von 2,5 Nmm (7,6 °, vgl. Tab. 28). Die elastischen Ligaturen lagen im Bereich von 10,5 ° bis 13,0 ° (1 Nmm) bzw. bei 14,7 ° bis 19,5 ° (2,5 Nmm). Dieser statistisch signifikante Unterschied wird auch im Boxplot (Abb. 64) ersichtlich.

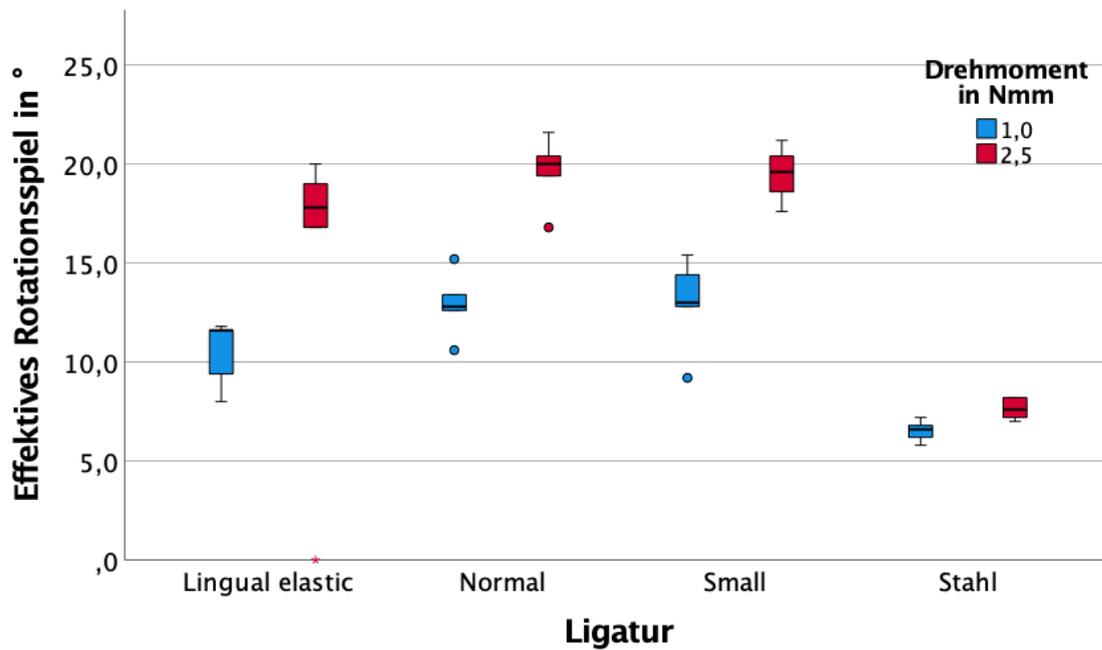


Abb. 63: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht.

Tab. 27: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Frontzahnbracket bei ± 1 Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-6,0	-7,2	-7,6	-3,4
Standardabweichung	1,2	1,2	2,1	0,3
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	4,4	5,7	5,3	3,2
Standardabweichung	1,5	1,3	1,5	0,3
Effektives Rotationsspiel $\pm 1,0$ Nmm	10,5	12,9	13,0	6,5
Standardabweichung	1,7	1,7	2,4	0,5
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-10,4	-11,2	-10,5	-4,0
Standardabweichung	1,0	1,4	1,1	0,4
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	8,2	8,4	8,6	3,6
Standardabweichung	1,2	1,2	1,3	0,4
effektives Rotationsspiel $\pm 2,5$ Nmm	14,7	19,6	19,5	7,6
Standardabweichung	8,3	1,8	1,8	0,5

3.4.4 Joy-Prämolarenbracket

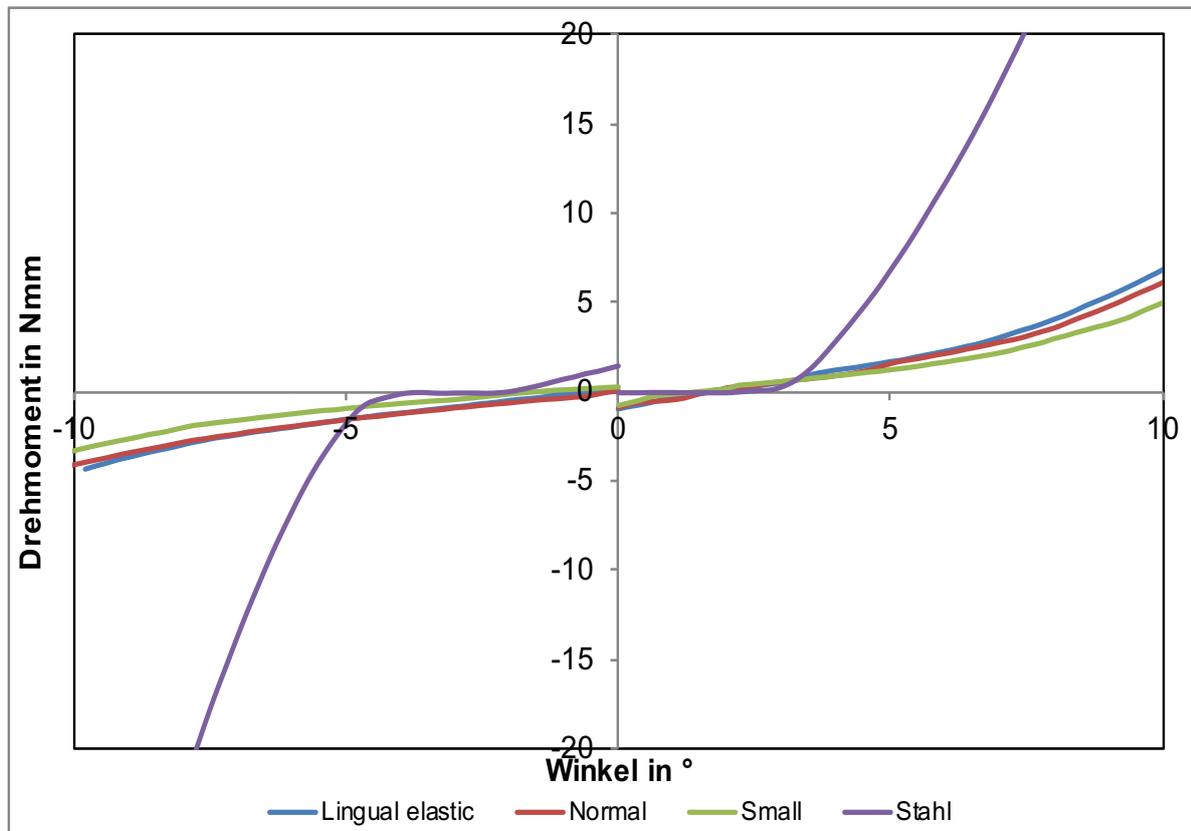


Abb. 64: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket und 0.016"x0.022" SS-Draht (Rotationsbewegung).

Es wurde eine ANOVA für das Joy™-Prämolarenbracket durchgeführt. Bei einem Drehmomentwert von 1 Nmm unterschied sich das effektive Rotationsspiel der vier Ligaturen nicht signifikant voneinander (vgl. Abb. 65). Die Werte lagen zwischen 7,6 ° (normal) und 9,5 ° (small; Tab. 29). Bei einem Drehmomentwert von 2,5 Nmm war das effektive Rotationsspiel der Stahlligatur signifikant kleiner (9,3 °) als von den drei elastischen Ligaturen (13,5 ° bis 16,1 °, vgl. Abb. 66). Bei der Stahlligatur lag zwischen den beiden Werten des effektiven Rotationsspiel lediglich 0,8 °, während die elastischen Ligaturen einen Mindestunterschied von 5,8 ° hatten.

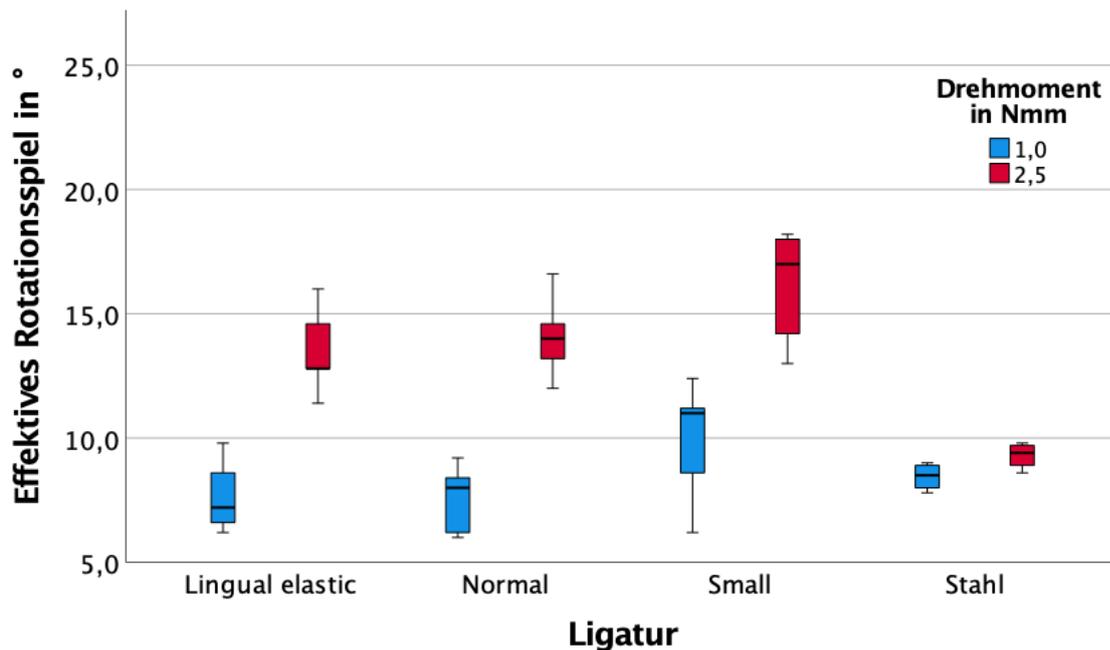


Abb. 65: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket.

Tab. 28: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Prämolarenbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-3,6	-3,4	-5,2	-4,9
Standardabweichung	1,1	1,7	1,3	0,3
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	4,1	4,2	4,7	3,6
Standardabweichung	0,7	1,0	2,0	0,4
Effektives Rotationsspiel $\pm 1,0$ Nmm	7,7	7,6	9,9	8,5
Standardabweichung	1,5	1,4	2,4	0,6
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-7,1	-7,4	-8,8	-5,3
Standardabweichung	1,2	1,2	1,2	0,3
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	6,4	6,7	7,3	4,1
Standardabweichung	0,7	1,1	1,7	0,3
Effektives Rotationsspiel $\pm 2,5$ Nmm	13,5	14,1	16,1	9,3
Standardabweichung	1,8	1,7	2,4	0,5

3.4.5 Joy Molarenbracket

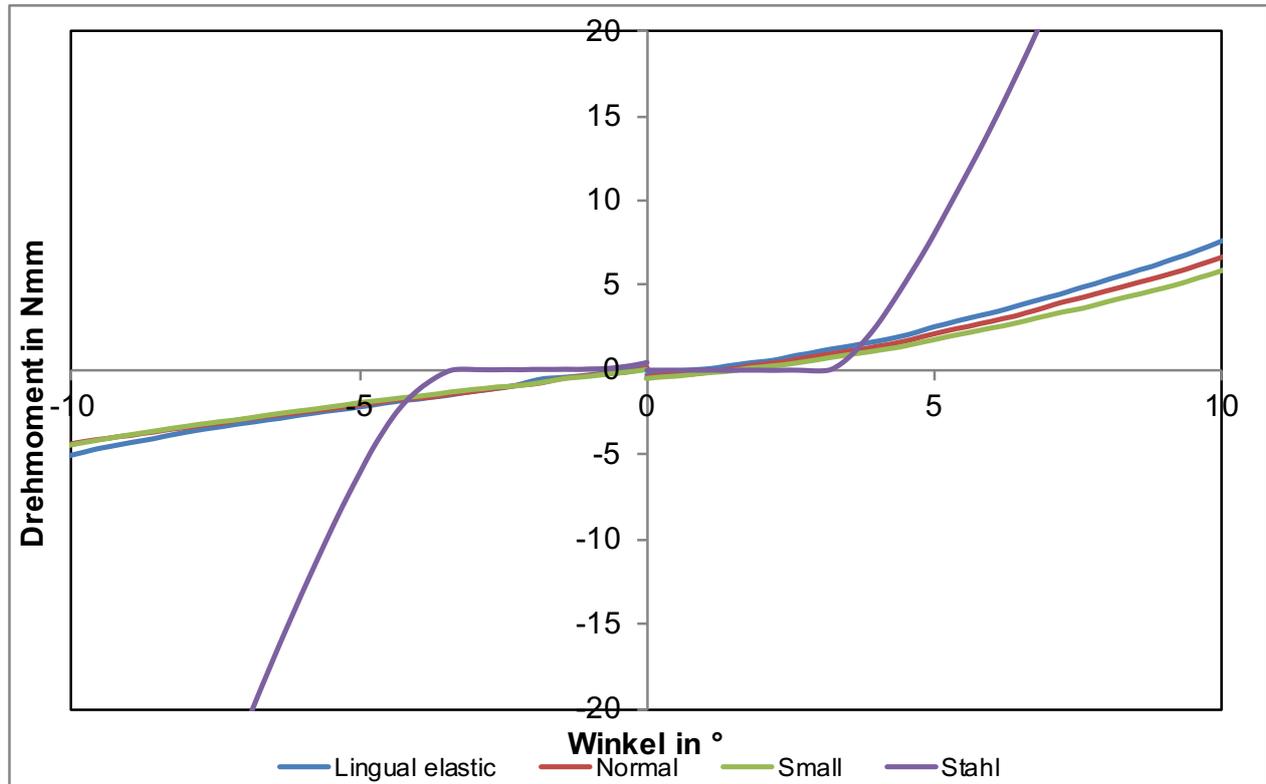


Abb. 66: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Molarenbracket und einem 0.016"x0.022" SS-Draht (Rotationsbewegung).

In der statistischen Analyse für das Joy™-Molarenbracket fiel auf, dass sich das effektive Rotationspiel der Stahlligatur signifikant von den elastischen Ligaturen unterschied (s. auch Abb. 67). Nur während für ein Drehmoment von 1 Nmm der Wert signifikant größer war (7,9 ° im Vergleich zu 5,9 ° bis 6,6 °, Tab. 30), war der Wert für ein Drehmoment von 2,5 Nmm signifikant kleiner, als der Wert für die elastischen Ligaturen (8,6 ° im Vergleich zu 10,8 ° bis 12,6 °, Abb. 68).

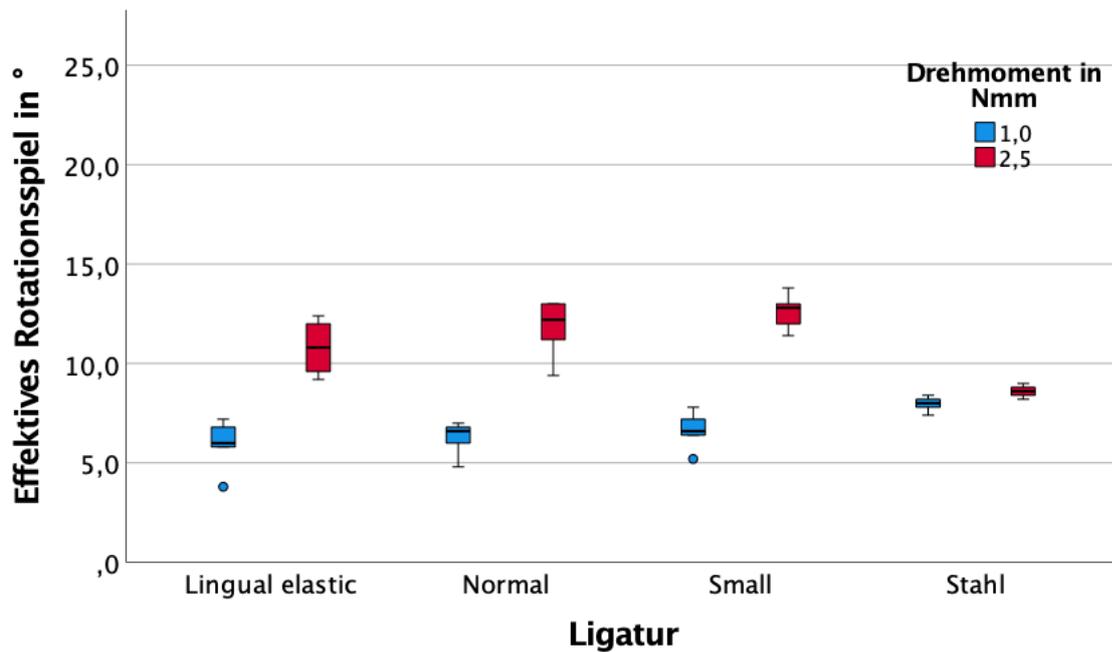


Abb. 67: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am Joy™-Molarenbracket.

Tab. 29: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Molarenbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-2,8	-3,0	-2,8	-4,2
Standardabweichung	0,9	1,0	0,8	0,4
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	3,2	3,3	3,9	3,8
Standardabweichung	0,7	0,7	0,8	0,4
Effektives Rotationsspiel $\pm 1,0$ Nmm	5,9	6,2	6,6	7,9
Standardabweichung	1,3	0,9	1,0	0,4
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-5,6	-6,3	-6,4	-4,5
Standardabweichung	1,2	1,7	0,8	0,3
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	5,1	5,6	6,2	4,1
Standardabweichung	0,7	0,3	0,8	0,3
Effektives Rotationsspiel $\pm 2,5$ Nmm	10,8	11,8	12,6	8,6
Standardabweichung	1,4	1,5	0,9	0,3

3.4.6 STb-Frontzahnbracket

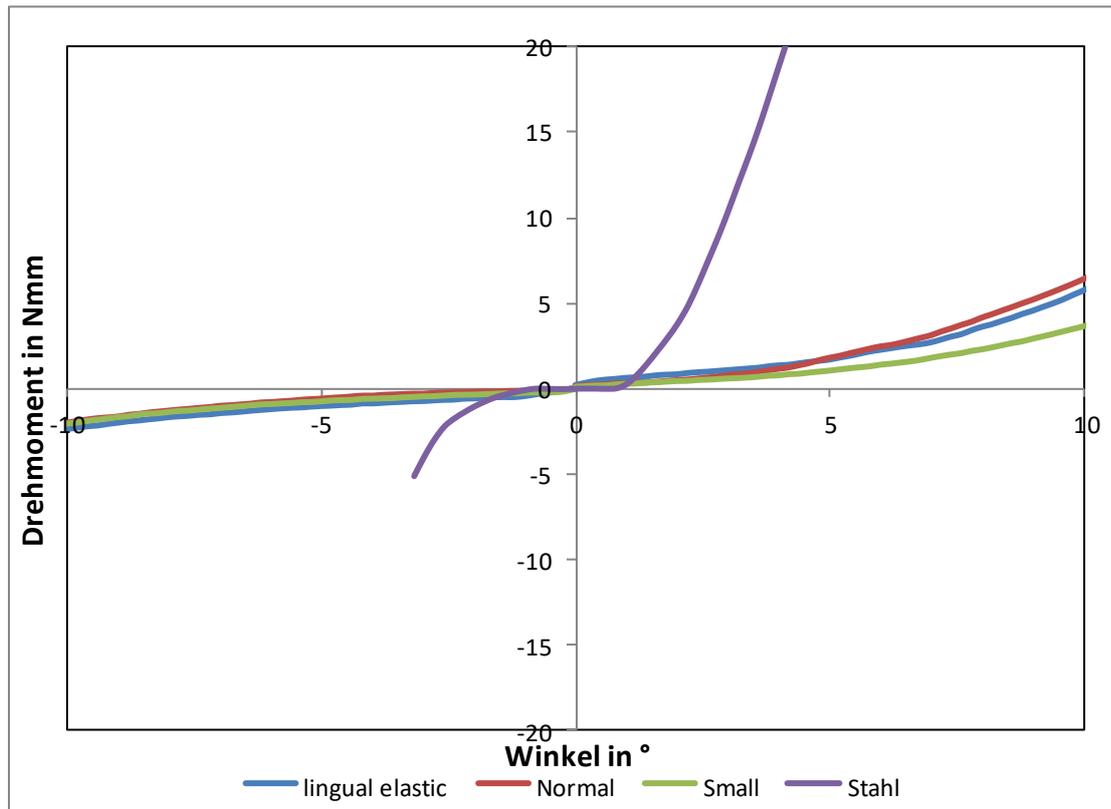


Abb. 68: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Rotationsbewegung).

Die statistische Analyse für das effektive Rotationspiel der vier Ligaturen zeigte am STb™-Frontzahnbracket ein eindeutiges Bild. Sowohl für einen Drehmomentwert von 1 Nmm als auch von 2,5 Nmm war der Winkel bei der Stahlligatur signifikant kleiner als für die drei elastischen Ligaturen (vgl. Abb. 69, 70). Die Winkel waren mindestens doppelt so groß wie bei der Stahlligatur (s. Tab. 31). Die drei elastischen Ligaturen unterschieden sich untereinander nicht.

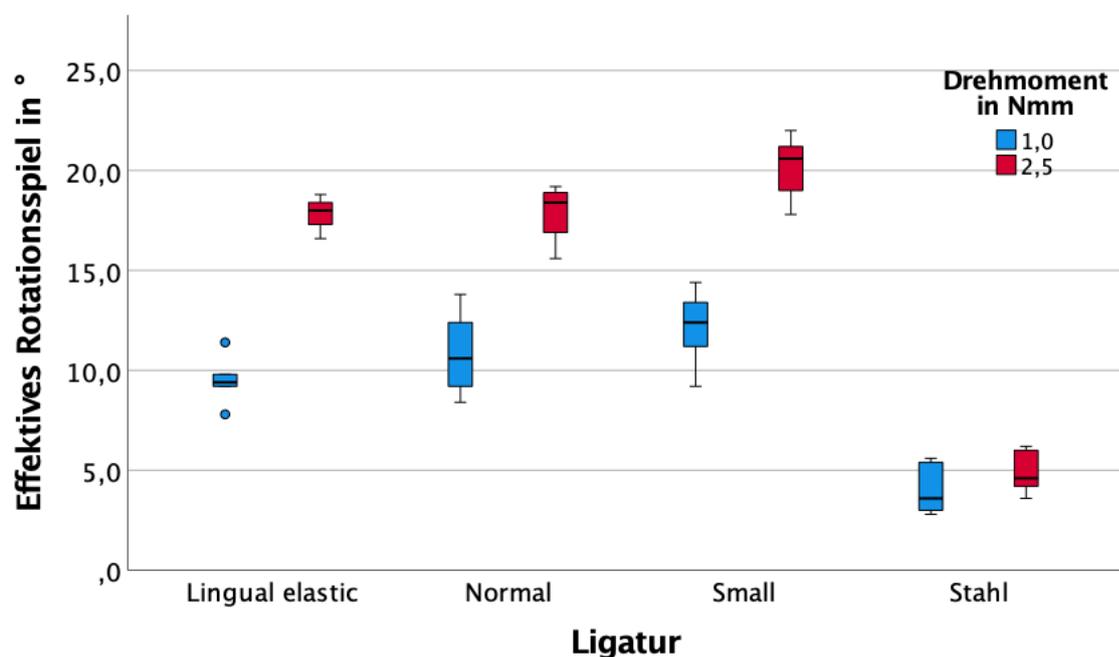


Abb. 69: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket.

Tab. 30: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Frontzahnbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-6,5	-6,9	-6,7	-2,3
Standardabweichung	1,7	1,4	1,4	0,7
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	3,0	4,0	5,4	1,8
Standardabweichung	1,7	1,7	1,5	0,7
Totales Rotationsspiel $\pm 1,0$ Nmm	9,5	10,9	12,1	4,1
Standardabweichung	1,3	2,2	2,0	1,3
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-10,5	-11,0	-10,9	-2,8
Standardabweichung	1,2	0,9	1,0	0,5
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	7,4	7,0	9,2	2,1
Standardabweichung	2,0	2,0	2,0	0,7
effektives Rotationsspiel $\pm 2,5$ Nmm	17,9	17,9	20,1	4,9
Standardabweichung	0,9	1,6	1,7	1,1

3.4.7 STb-Prämolarenbracket

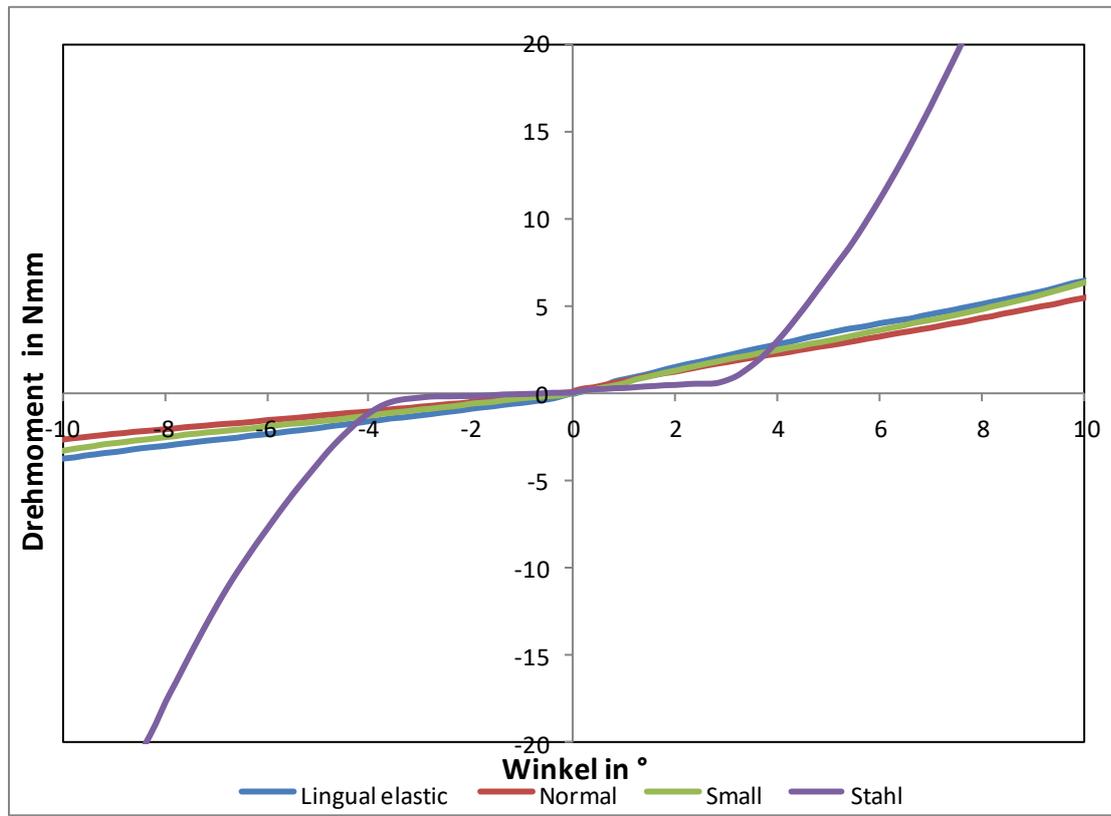


Abb. 70: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STbTM-Prämolarbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Rotationsbewegung).

Während beim STbTM-Frontzahnbracket noch signifikante Unterschiede zu beobachten waren, unterschieden sich die vier Ligaturen beim STbTM-Prämolarenbracket nicht mehr voneinander, bis auf eine Ausnahme (vgl. Abb. 71). Bei einem Drehmomentwert von 1 Nmm war der Winkel der Stahlligatur (8,1 °) signifikant höher als der Winkel der ling. Elastic Ligatur (3,9 °, Tab. 32). Diese große Diskrepanz war beim 2,5 Nmm-Wert nicht mehr zu sehen (vgl. Abb. 72). Dort lagen die Werte der beiden Ligaturen bei 10,6 ° (lingual elastic) und 11,0° (Stahl). Die Winkel der anderen beiden Ligaturen waren nicht signifikant größer. (12,2 °/small; 14,2 °/normal).

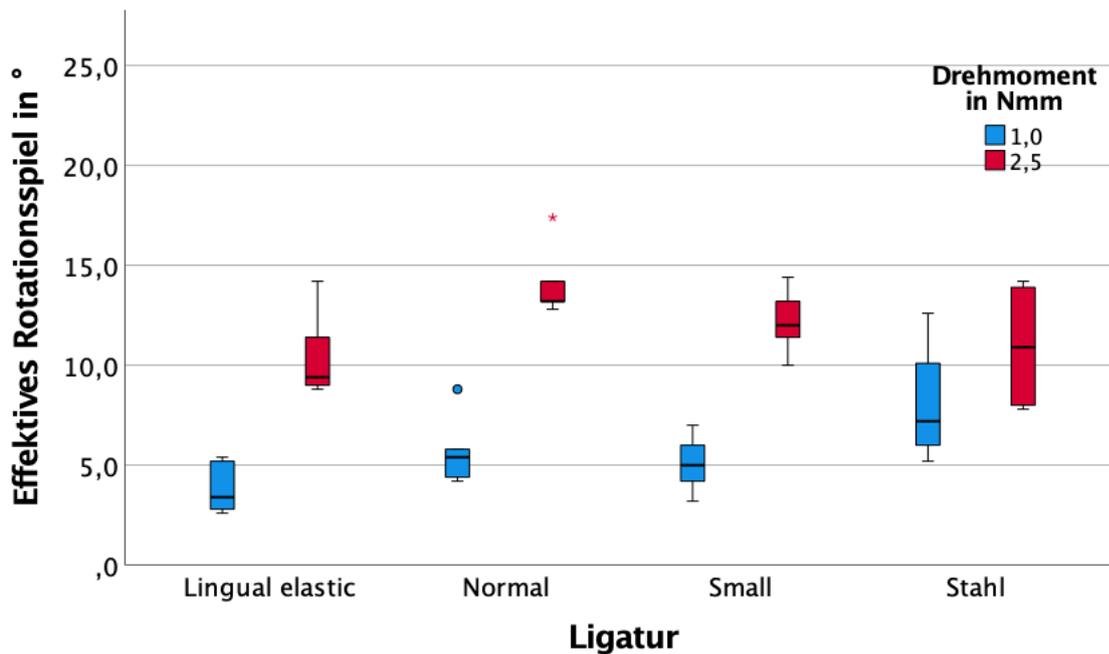


Abb. 71: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am STb™-Prämolarenbracket.

Tab. 31: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Prämolarenbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.

Winkel in °	Lingual elastic	Normal	Small	Stahl
Verdrehwinkel -1,0 Nmm	-2,5	-4,0	-3,4	-4,6
Standardabweichung	1,0	1,0	1,1	1,4
Verdrehwinkel 1,0 Nmm	1,4	1,8	1,6	3,5
Standardabweichung	0,5	1,1	0,6	2,0
Effektives Rotationsspiel $\pm 1,0$ Nmm	3,9	5,7	5,1	8,1
Standardabweichung	1,3	1,8	1,5	3,2
Verdrehwinkel -2,5 Nmm	-6,8	-9,5	-8,1	-6,4
Standardabweichung	1,5	1,1	1,3	2,6
Verdrehwinkel 2,5 Nmm	3,8	4,6	4,1	4,6
Standardabweichung	0,9	1,4	0,7	1,3
Effektives Rotationsspiel $\pm 2,5$ Nmm	10,6	14,2	12,2	11,0
Standardabweichung	2,3	1,9	1,7	3,4

3.4.8 Vergleiche der Prämolarenbrackets bei der Rotationsbewegung

Um die Prämolarenbrackets miteinander zu vergleichen, wurde eine Allgemein lineare Analyse (univariat) angewendet. Während bei den Frontzahnbrackets bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm ein einheitliches Ergebnis vorlag, musste bei den Prämolarenbrackets differenziert werden. Während bei $\pm 2,5$ Nmm kein signifikanter Unterschied festzustellen war, unterschied sich das Joy™-System von beiden anderen Systemen signifikant ($\alpha=0,000$) bei $\pm 1,0$ Nmm. Incognito™ unterschied sich nicht signifikant von STb™ ($\alpha=0,655$).

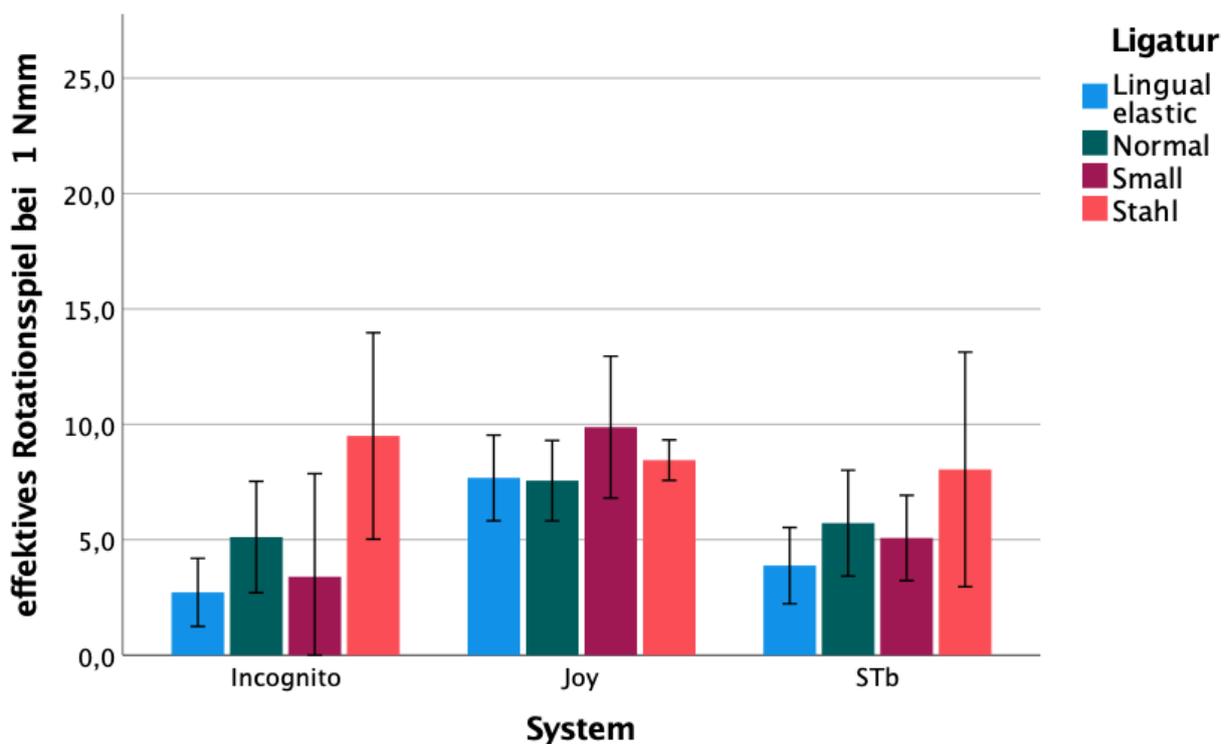


Abb. 72: Vergleich des effektiven Rotationsspiels der untersuchten Ligaturen bei den drei untersuchten Systemen (Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel von 1,0 Nmm gezeigt, um die signifikanten Unterschiede aufzuzeigen)

4. Diskussion

4.1 Materialauswahl

Maßgeblich für die Auswahl der Materialien war, dass diese in der heutigen kieferorthopädischen Praxis tatsächlich genutzt werden. Dies galt sowohl für die Auswahl der Brackets, als auch für die Auswahl der Ligaturen und Drähte. Für die Bracketauswahl war überdies entscheidend, dass gängige Systeme genutzt wurden, die am ehesten miteinander vergleichbar sind. Voraussetzung für das Experiment war deshalb eine einheitliche Slotgröße. Der 0.018“ große Slot ist der am häufigsten verwendete Slot in den lingualen Bracketsystemen. Auch wenn die ausgewählten Systeme angaben, dass alle einen 0.018“x0.025“ großen Slot nutzen, gab es Untersuchungen, dass es signifikante Unterschiede in der Slotgröße bei den verschiedenen Systemen gibt. Demling et al. (2009) stellten als Ergebnis fest, dass das STb™-Bracket einen Slot mit der Größe 0.0183“ \pm 0.0001“ besaß, während das Incognito™-Bracket eine Slotgröße von 0.0181“ \pm 0.0001“ hatte. Das Joy™-System wurde in dieser Arbeit von Demling et al. nicht untersucht. Dies waren zwar minimale Unterschiede, diese können allerdings zu erhöhten Winkeln für das Torquespiel führen.

Bislang konzentrierten sich Veröffentlichungen auf das Frontzahnbracket, die Brackets im Seitenzahnbereich blieben dabei außer Acht. Aufgrund dessen wurden neben dem Frontzahnbracket zusätzlich jeweils ein Prämolaren- und ein Molarenbracket untersucht, sofern diese den klassischen Bracketaufbau und keine Tubes (Röhrchen) aufwiesen. Die gelieferten Molarenbrackets des STb™-Systems besaßen Tubes und waren deshalb für die Untersuchung nicht geeignet.

Zunächst stellte sich die Überlegung, auch das Eckzahnbracket zu testen. Allerdings war davon auszugehen, dass die Daten der Frontzahnbrackets auch auf die Eckzahnbrackets übertragen werden konnten: Frontzahnbracket und Eckzahnbracket besaßen dieselbe Slotkonfiguration, d.h. sowohl die Anzahl der Flügel als auch die Breite des Slots stimmten überein. Die Firma Adenta bestätigte dies für die Joy™-Brackets. Die STb™-Frontzahnbrackets werden von Eckzahn zu Eckzahn geklebt. Eine Differenzierung zwischen Frontzahn- und Eckzahnbrackets erfolgte auch hier nicht, sodass auch dort die gleiche Konfiguration vorliegt.

Im Frontzahnbereich sorgen schon kleine Fehlstellungen für den Unmut des Patienten. Hier werden deswegen gerne aufwendigere Ligaturen gelegt. Um der prominenten Stellung der Frontzähne gerecht zu werden, wurden am vertikal offenen Slot acht Ligaturen getestet, während an den Brackets mit einem horizontalen Slot lediglich vier Ligaturen getestet wurden.

Um den Einfluss der Ligatur zu sehen, war es wichtig, ein möglichst großes Spektrum von Ligaturen abzudecken, welche in der Praxis angewendet werden. Neben den elastischen Ligaturen gehören Stahlligaturen zum Standard. In den bisherigen Untersuchungen blieben diese aber unberücksichtigt (z.B. Migliorati et al., 2019). Stahlligaturen sind allerdings schwer reproduzierbar anzuziehen, sodass alle Ligaturen gleich stramm am Bracket fixiert sind. Die Stahlligatur wurde maximal angezogen, die Enden der Stahlligatur wurden bis zum Bruch des Materials verzwirbelt.

Für die Drahtauswahl war es von Bedeutung, dass die genutzten Drähte eine möglichst kleine Abmessung hatten, um ein möglichst großes effektives Torquespiel aufzuweisen. Um die Drähte zu bestimmen, die für die ausgewählten Systeme das größte Torquespiel aufweisen, wurde die Veröffentlichung von Daratsianos (2016) herangezogen. Von den in der herangezogenen Arbeit getesteten sieben Drähten wies der 0.016"x0.022" SS-Draht das größte Torquespiel auf. Signifikante Unterschiede zwischen Ligaturen fanden Migliorati et al. (2019) auch nur beim 0.016"x0.022" SS-Draht. Bei größer dimensionierten Drähten war keiner ersichtlich. Allerdings war der 0.0175"x0.0175" Draht kein Teil des Experiments von Migliorati et al. (2019), deswegen konnten vor Durchführung der Untersuchung keine Rückschlüsse über den Einfluss der Ligaturen bei diesem Draht gezogen werden.

Da der 0.016"x0.022" SS-Draht auch bei den hier vorliegenden Torqueversuchen lediglich einen signifikanten Unterschied aufwies, wurde der nächst größere (0.0175"x0.0175") TMA-Draht überall dort getestet, wo auch relevante Drehmomente erzeugt werden konnten. Dies war bei dem Incognito™-System beim Prämolaren- und Molarenbracket nicht der Fall. Dort ließ sich der Draht schon per Hand um 360 ° drehen, ohne auf jeglichen Widerstand zu stoßen.

Im Studiendesign wurde ein gerades Stück Draht von 1,5 cm Länge verwendet. Das stellt natürlich einen Unterschied zur tatsächlichen Situation im Mund dar, da der Draht in der Lingualtechnik typischerweise pilzförmig ist. Dadurch kommt es im Frontzahnbereich zu

einer Biegung, die hier nicht berücksichtigt wurde. Das Vorgehen in dieser Arbeit entspricht dem üblichen Vorgehen in In-vitro-Studien (Daratsianos et al., 2016; Migliorati et al., 2018; Migliorati et. al., 2019).

4.2 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau der Torque-Versuche entsprach exakt dem der Arbeit von Daratsianos (2010,2016). Für die Rotations- und Angulationsbewegung wurde der Versuchsaufbau modifiziert. Für alle Bewegungsrichtungen erfolgte die Untersuchung anhand eines Ein-Bracket-Versuchs, d.h. es wird nur ein Bracket getestet und dieses hat – anders als im Mundraum üblich – keine Nachbarbrackets. Dieses Vorgehen hatte für die Torque-Versuche den Vorteil, dass der Draht sich genau zu einem Zeitpunkt im Slot verkantet und sich nicht verspätet in den Nachbarbrackets erneut verkantet (Daratsianos, 2010). Weil der Bereich vor Verkantung des Drahts von besonderer Bedeutung war, sollte dieser so klar wie möglich dargestellt und nicht durch weitere Brackets verfälscht werden. Daratsianos (2010) fand in einem Vorversuch heraus, dass die Drehmomente verdoppelt werden müssen, um Vergleiche zu einem Drei-Bracket Versuch ziehen zu können. Auch von Bedeutung ist, dass die Interbracketdistanz so gewählt wurde, dass diese der klinischen Situation angepasst war, da sich die Torsionsmomente umgekehrt proportional zur Interbracketdistanz ändern (Moran, 1987; Westphal, 1974). Die verwendete Interbracketdistanz von 4,6 mm entsprach der von Daratsianos (2010). Dieser hatte die Interbracketdistanz entsprechend der zu erwartenden lingualen Drahtlänge des Multibracketgerätes gewählt. Die linguale Drahtlänge wurde von der durchschnittlichen Breite eines oberen zentralen Schneidezahns abgeleitet (Daratsianos, 2010).

4.3 Methodik der Torque-Messungen

Während Daratsianos (2010) neben den hier verwendeten 1,0 Nmm- und 2,5 Nmm-Werten für das effektive Spiel auch noch den Schnittpunkt mit der x-Achse zur Beurteilung der Bracket-Draht-Kombinationen heranzog, wurde in dieser Arbeit darauf verzichtet. Dies hatte zwei Gründe: Der lineare Anteil bei den Torque-Messungen wird vor allem durch die Dimension und das Material des Drahtes bestimmt und weniger durch die Ligatur

(Daratsianos, 2010). Zum anderen war es wichtiger, den Einfluss der Ligatur bei den klinisch relevanten Drehmomentwerten zu betrachten (Daratsianos, 2010). Auch hier lag der Fokus auf den Drehmomenten, die nicht unbedingt im linearen Anteil der Graphen zu finden waren. Migliorati et al. (2019) nutzten lediglich zur Beurteilung der Ligaturen den 5 Nmm-Wert.

Es gab verschiedene Schwankungen in der Versuchsdurchführung. Diese beruhten auf Faktoren, auf die der Untersucher einen Einfluss hatte und welche, die er nicht beeinflussen konnte. Nicht beeinflussbar waren Unregelmäßigkeiten im Herstellungsprozess des Brackets (Gioka und Eliades, 2004). Ein weiterer Punkt war, dass es zu Kantenverrundungen des eckigen Drahts oder zu Unregelmäßigkeiten der Drahtlegierung kommen kann (Gioka und Eliades, 2004). All dies war auf den ersten Blick nicht zu erkennen. Was der Untersucher allerdings beeinflussen konnte, war die Justierung des Drahts im Slot und die Positionierung des Brackets auf der Stahlachse. Diese wurde für die Torqueversuche per Hand durchgeführt. Bei den Angulations- und Rotationsversuchen war eine Positionierung per Hand nicht mehr möglich. Deswegen wurde die oben beschriebene Klebehilfe genutzt (siehe Abb. 9). Um Fehler der Brackets und der Justierung der Stahlachse zu minimieren, wurde jede Ligatur mit jedem Bracket genutzt. Folge dieser Testweise war, dass Brackets mit vertikal offenem Slot acht Mal getestet wurden und es somit zu einer Aufdehnung des Slots bei der Torquebewegung gekommen sein könnte. Von einer solchen Aufdehnung berichteten Fischer-Brandies et al. (2000), teilweise bestätigt durch Daratsianos et al. (2016).

4.4 Methodik der Angulations- und Rotations-Messungen

Vorab wurden verschiedene Aufbauten getestet. Zunächst wurde ein Zwei-Bracket-Aufbau untersucht. Dieser wurde wieder verworfen: Ziel war es, eine möglichst kleine Abänderung zu den Versuchen der Torquebewegung vorzunehmen, um eine gewisse Vergleichbarkeit zu gewährleisten. Aufgrund dessen erfolgte die Untersuchung anhand eines Ein-Bracket-Versuchs.

In einem weiteren Vorversuch wurde der Draht auf der einen Seite punktuell auf einen Metallklotz aufgelegt und auf der anderen Seite in das Bracket einligiert. Anschließend wurde das Bracket gedreht. Dadurch konnte jedoch lediglich der Bereich zwischen 0°

und $+10^\circ$ erfasst werden. Da aber ein ähnlicher Bereich wie bei den Torqueversuchen erfasst werden sollte, fehlte noch der negative Bereich zwischen -10° und 0° . Um diesen negativen Bereich abzudecken, wurde die Auflage modifiziert. Erforderlich war ein zusätzlicher Abschluss nach oben hin, der sich in einem definierten Abstand zur unteren Auflage befand. Es wurde statt des Metallklotzes ein Rahmen genutzt. Dieser besteht aus zwei 1,2 mm starken Runddrähten, die die obere und untere Begrenzung bilden und zwei dazwischen befindlichen Abstandshaltern. Die Abstandshalter wurden mittels Stabilit Express mit den beiden Runddrähten verbunden (Abb. 73).

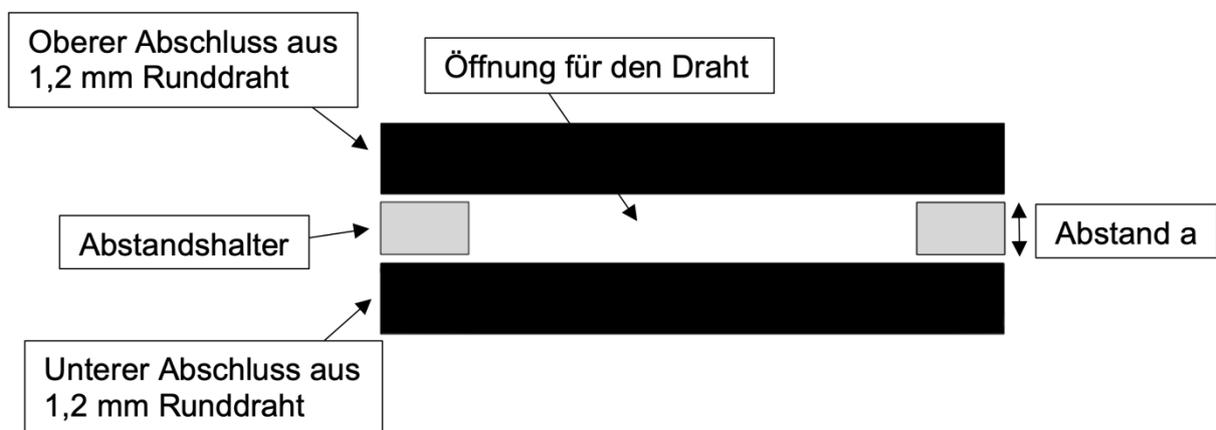


Abb. 73: Konstruktion des Rahmens für die Angulations- und Rotationsversuche. Der Abstand a musste dabei so gewählt werden, dass der später eingeführte 0.016×0.022 SS-Draht keine zusätzliche Reibung durch diesen Rahmen erfuhr. Aufgrund dessen wurden verschiedene Abstandshalter getestet. Getestet wurden als Abstandshalter ein 0.016×0.022 SS-Draht, ein 0.018×0.025 Draht und ein 0,7 mm Runddraht. Das kleinste Spiel zeigte der Abstandshalter aus dem 0.016×0.022 SS-Draht. Die Reibungseffekte waren identisch zu den beiden anderen getesteten Abstandshaltern.

4.5 Diskussion der Datenverarbeitung

Bei der Torquebewegung unterschieden sich Be- und Entlastung nur minimal. In diesem Fall wurde der Mittelwert gebildet, um mehr Daten mit einzubeziehen.

Bei der Angulations- und Rotationsbewegung wichen Be- und Entlastung stark voneinander ab. Ein Mittelwert der beiden hätte nicht alle Informationen dargestellt, die aus dem Experiment gewonnen wurden. Daher wurde lediglich die Entlastungskurve ausgewertet. Dies hatte zwei Gründe: Zum einen entspricht die Entlastung am ehesten der klinischen Situation, weil ein Zahn von der Fehlstellung in die Normalstellung (entspricht 0°)

überführt werden soll. Zum anderen ist ein weiteres Problem des Belastungsanteils, dass die erste Belastung (0 ° auf -20 °) aufgrund des Versuchsaufbaus nicht aufgezeichnet werden kann. Dennoch steht eindeutig fest, dass der Belastungsteil des Rückwegs dieser ersten, nicht aufgezeichneten Belastung, nicht entsprochen hatte. Dies ließ sich daran erkennen, dass die Endpunkte der beiden Belastungsphasen nicht übereinstimmten.

4.6 Diskussion der Standardabweichung

Schaut man sich die Standardabweichungen der verschiedenen Versuchsreihen und Systeme an, fallen ein paar Besonderheiten auf. Während sich die Standardabweichungen für die Torqueversuche für das Joy™-System in der Regel im Rahmen von 2,4 ° - 4,5 ° bewegten, lag ein Extremfall vor: Beim Joy™ Frontzahnbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht lag bei der lingual elastic Ligatur ein Wert für das effektive Torquespiel von 18,4 ° vor. Die dazu gehörige Standardabweichung betrug 10,0 °. Ob dieser Wert für die Praxis aussagekräftig ist, darf bezweifelt werden. Auch in den anderen beiden Systemen gab es Ausreißer für die Torqueversuche, allerdings in geringerem Ausmaß.

Auch in der Masterarbeit von Daratsianos (2010) fällt auf, dass bei einer Versuchsreihe zum 0.016"x0.022" SS-Draht mit einer Bukkalligatur die Standardabweichung für das effektive Torquespiel von $\pm 1,0$ Nmm ebenfalls in einem Bereich zwischen 3,4 ° (Incognito™) und 9,5 ° (Joy™) lag. Daratsianos (2010) teste genauso wie in dieser Untersuchung jede Kombination fünf Mal.

Für die Angulationsversuche konnte die Standardabweichung im Regelfall eingehalten werden. Aber auch hier gab es Ausreißer. So fiel die Standardabweichung des effektiven Angulationsspiels $\pm 2,5$ Nmm für das Incognito™ Frontzahnbracket ohne tip bar mit 7,6 ° deutlich aus dem Rahmen. Für das Frontzahnbracket mit tip bar lagen alle Standardabweichungen bei unter 2,5 °. Auch die Versuche mit dem Unterkieferfrontzahnbracket zeigten lediglich eine Abweichung über 2,5 ° (effektives Angulationsspiel 1,0 Nmm: 2,7 ° Normal-Ligatur).

Auch für die Rotationsversuche lag die Standardabweichung zu über 85 % unter 2,5 °. Es lag nur ein krasser Ausreißer vor (8,3 °/Joy™-Frontzahnbracket, lingual ligature, effektives

Spiel von 2,5 Nmm). Aber auch dieser lag wieder im Joy™-System, welches von Anfang an underpowered war.

Bei der Fehlersuche können verschiedene Anknüpfungspunkte gesehen werden. Es wurde deutlich, dass die Standardabweichungen bei den Angulations- und Rotationsversuchen kleiner ausgefallen waren als bei der Torquetestreihe. Das könnte an verschiedenen Ursachen gelegen haben: Während für die Torqueversuche die Brackets händig auf der Stahlachse ausgerichtet wurden, wurden die Brackets für die Angulations- bzw. Rotationsversuche mittels einer Klebehilfe justiert. Dadurch kam es zu einer gleichmäßigeren Positionierung. Allerdings könnte die größere Standardabweichung auch aufgrund von Fertigungsfehlern oder ähnlichem liegen. Vor allem Ungenauigkeiten in der Slotgröße könnten für schwankende Winkelwerte bei der Torquebewegung sorgen. So wurden etwa die Incognito™-Brackets in zwei Chargen bestellt – zunächst vier von jeder Sorte und anschließend die Restlichen. Dadurch könnten leicht unterschiedliche Slotgrößen vorgelegen haben. Adenta und Ormco lieferten 30 Brackets pro Zahn auf ein Mal. Aus diesen wurden 15-20 Brackets für die Versuche zufällig ausgewählt.

4.7 Resümee der Ziele

Anhand dieser Ergebnisse können die zu Anfang aufgeworfenen Fragen wie folgt beantwortet werden:

1. Hat die Ligatur einen signifikanten Einfluss auf die Übertragung des Drehmoments oder dient sie nur zur Fixierung?

Hier muss man das Ganze je nach Bewegungs-/Rotationsrichtung betrachten. Während die Ligatur für die Torquebewegung nicht zwingend notwendig ist, um überhaupt ein Drehmoment zu erzeugen, ist dies bei der Rotations- und Angulationsbewegung nötig – zumindest, wenn die Rotationsrichtung in Richtung der offenen Seite des Slots zeigt.

2. Wie viel Einfluss haben die verschiedenen Ligaturen auf das Drehspiel bei klinisch relevanten Drehmomenten?

Auch in diesem Fall muss dies differenziert bewertet werden. Während es für die Torquebewegung keinen Unterschied macht, welche Ligatur man wählt, gibt es bei der

Angulations- bzw. Rotationsbewegung schon einen Einfluss. Gerade bei der Angulation sieht man, welchen Mehrwert aufwendigere Ligaturen gegenüber einfachen elastischen Ligaturen haben können. Beim Incognito™-Frontzahnbracket mit tip bar sieht man den Unterschied deutlich. So besitzen die einfachen Ligaturen bei einem effektiven Drehmoment von $\pm 2,5$ Nmm ein Angulationsspiel von $11,7^\circ$ bis $17,4^\circ$. Overties aus den verschiedenen Ligaturarten erzeugen schon wesentlich früher das entsprechende Drehmoment (zwischen $1,0^\circ$ bis $1,3^\circ$). Durch die Wahl der Ligatur kann man also das Spiel dementsprechend um $10,4^\circ$ bis $16,4^\circ$ verkleinern.

3. Für welche Drähte spielt die Wahl der Ligatur eine Rolle, um klinisch relevante Drehmomente zu erzeugen?

Unter der Prämisse, dass der Einfluss der Ligatur größer wird, je kleiner der Draht ist, muss man an der Stelle festhalten, dass Ligatúrauswahl bei keinem Draht eine Rolle spielt – bezogen auf die Torquebewegung. Lediglich beim 0.016“x0.022“ SS-Draht konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden zwischen zwei Ligaturen und zwar bei, STb™ Frontzahnbracket mit einem 0.016“x0.022“ Stahldraht bei einem effektiven Torquespiel von $\pm 1,0$ Nmm zwischen der AlastiK Lingualligatur von 3M (lingual elastic) ($17,32^\circ$) und der Stahlligatur von Advance Orthodontics ($23,20^\circ$). Beim quadratischen 0.0175x0.0175“ TMA-Draht wurde gar kein signifikanter Unterschied festgestellt.

4. Welchen Einfluss haben Bracket- und Drahttyp auf das Spiel in verschiedenen Lingualsystemen?

Der Brackettyp hat einen wesentlichen Einfluss auf das erzeugte Drehmoment. Am Beispiel des Incognito™-Systems lässt sich dies gut darstellen. Bei der Torquebewegung sieht man, dass bei den Frontzahnbrackets, sowohl für den 0.016“x0.022“ SS-Draht als auch für den 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht, die klinisch relevanten Drehmomente erzeugt werden konnten. Für die Prä- und Molarenbrackets war dies nicht der Fall. Im getesteten Bereich von $-20,0^\circ$ bis $+20,0^\circ$ konnte kein effektives Torquespiel von $\pm 1,0$ Nmm errechnet werden. Das gleiche ist auch in ähnlicher Form beim Joy™-Systemen zu erkennen. Während im Frontzahnbereich für jedes System die klinisch relevanten Drehmomente bestimmt werden konnten, konnte das effektive Torquespiel bei einem Wert von $\pm 2,5$ Nmm

nicht für das Joy™-Prämolarenbracket und das Joy™-Molarenbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht errechnet werden. Dazu muss man allerdings auch erwähnen, dass die Firma Adenta für das Joy™-System diesen Draht nicht empfiehlt.

Der Einfluss des Brackettyps ist auch bei dem Vergleich der unterschiedlich breiten drei Incognito™-Frontzahnbrackets für die Angulationsbewegung zu erkennen. Hier wird deutlich, dass gerade die Breite des Slots einen Einfluss auf die erzeugten Drehmomente nimmt.

4.8 Diskussion der Ergebnisse im Vergleich zur Literatur

Zunächst stellte sich die Frage, ob die Ausführungen von Lossdörfer et al. (2014) und Migliorati et al. (2018), welche mitentscheidend für diese Untersuchungen waren, durch dieses Experiment bestätigt werden konnten. Die Autoren gaben an, dass die Ligatur das Spiel reduziert bzw. dass elastische Ligaturen den Draht so in den Slot drücken, dass das Spiel reduziert wird. Am Frontzahnbracket von Incognito™ wurden sowohl alle acht Ligaturen getestet, als auch zusätzlich wurde der Versuch komplett ohne Ligatur mit dem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht durchgeführt. Dabei zeigte sich kein signifikanter Unterschied. Somit konnten die Aussagen von Lossdörfer et al. (2014) und Migliorati et al. (2018) durch die vorliegend durgeführten Versuche nicht bestätigt werden. Die Ligaturen – auch die elastischen Ligaturen – verringerten das effektive Torquespiel nicht. Bei den bislang nicht untersuchten Bewegungsrichtungen Angulation und Rotation sah dies hingegen anders aus: Bei diesen Bewegungsrichtungen ist eine Ligatur bereits zwingend notwendig, damit überhaupt ein Drehmoment entsteht.

Migliorati et al. (2019) untersuchten drei 3M Ligaturen (AlastiK™ lingual Ligatur, AlastiK™ Easy-to-tie, AlastiK Easy-to-tie als Overtie) bei der Torquebewegung. Sie nutzten verschiedene Drahtstärken (0.016“x0.022“ NiTi, 0.016“x0.024“ SS, 0.017“x0.025“ TMA, 0.0182“x0.0182“ TMA, 0.018“x0.025“ NiTi und 0.018“x0.025“ TMA) und stellten beim 0.016“x0.022“ NiTi-Draht Unterschiede fest. Zum Durchführen ihrer statistischen Analyse nutzten sie einen Drehmomentwert von 5 Nmm. Es zeigte sich, dass die zwei elastischen Ligaturen identisch waren und das Overtie abwich. Die Autoren führten dies auf eine eventuelle plastische Verformung zurück. Dies war nur beim 0.016“x0.022“-Draht der Fall. Bei

anderen getesteten, dickeren Drähten bestand kein signifikanter Unterschied. In diesen Fällen unterschieden sich die drei Ligaturen nicht signifikant voneinander.

Auf ihrem Poster zur ESLO (European Society of lingual orthodontics) 2018 (Analysis of torque control efficacy in customized lingual appliance with different ligatures: an in vitro study, 2018) führten Migliorati et al. weiter aus, dass die AlastiK™ lingual Ligatur der Firma 3M, eine bessere Torquekontrolle aufwies als ein O-Ring – sowohl bei einem 0.016“x0.022“ NiTi-Draht als auch bei einem 0.0182“x0.0182“ TMA-Draht.

Ausgehend von diesen Erkenntnissen stellte sich die Frage, ob diese Ergebnisse auch durch das vorliegende Experiment bestätigt wurden. In der vorliegenden Untersuchung wurde ebenfalls ein 0.016“x0.022“ starker Draht genutzt, allerdings ein Stahldraht, da dieser weniger temperaturanfälliger war. Zudem wurde – anders als bei Migliorati et al. (2019) – für das Overtie eine Gummikette der Firma Ormco anstelle der AlastiK™ Easy-to-tie Ligatur der Firma 3M genutzt. In der vorliegenden Untersuchung war der von Migliorati et al. beschriebene Unterschied zwischen dem Overtie und der AlastiK™ Easy-to-tie Ligatur nicht auffällig. Für die Torqueversuche ergab sich nach dem vorliegenden Experiment kein Unterschied, ob ein Overtie oder eine andere Ligatur genutzt wurde. Dies galt sowohl für den 0.016“x0.022“ SS- als auch für den 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht. Ursache dafür könnte der unterschiedliche Versuchsaufbau gewesen sein: Während Migliorati et al. acht Brackets zu einem Modell fassten und damit einen drei-Bracket-Versuch durchführten, wurde bei dieser Arbeit jedes Bracket einzeln untersucht. Außerdem war die Interbracketdistanz bei den Autoren Migliorati et al. (2019) größer gewählt, wodurch größere Drehmomente auftraten als bei Anpassung der Interbracketdistanz an die klinische Situation. Allerdings untersuchten die Autoren das AlastiK™ lingual ligature nicht als Overtie. Hier wäre ein Vergleich zum dem getesteten Overtie wünschenswert gewesen, da die AlastiK™ lingual ligature eben auch als solches gedacht ist.

Die Firma 3M bewirbt ihre 3M AlastiK™ Lingual Ligatur (in dieser Untersuchung als lingual elastic bezeichnet) damit, dass diese die gleiche Kraft wie Overties ausübt, dafür aber schneller und einfacher zu handhaben ist. Außerdem soll diese mehr Kraft als andere Lingualligaturen ausüben (3M AlastiK™ Lingual Ligatures: The key for faster ligation, Produktbroschüre der Firma 3M). Für die Torquebewegung ließ sich die erste Aussage durch die vorliegende Untersuchung noch stützen, die zweite allerdings nicht, da es in dieser Untersuchung keinen signifikanten Unterschied zwischen den drei genannten Ligaturen

gab. Das heißt, die 3M AlastiK™ Lingual Ligatur erzeugte in diesem Experiment keine signifikant anderen Drehmomente als ein Overtie oder als die andere getestete Lingualligatur (small). Für die Angulationsbewegung sieht das anders aus: Bei dieser Bewegungsrichtung werden die klinisch relevanten Drehmomente für das Overtie schneller erreicht als in der einfachen Variante. Allerdings gilt dies sowohl für das Overtie aus der Gummikette als auch für das Overtie aus der AlastiK Lingual Ligatur.

Weder für die Angulations- noch für, die Rotations- noch für die Torquebewegung kann durch dieses Experiment die Aussage, die 3M AlastiK™ Lingual Ligatur übe mehr Kraft aus als andere linguale Elastics bestätigt werden. Die vorliegend untersuchte EasyOn Safety Power rings .090 Ligatur erzeugte ähnliche Drehmomentwerte. Ob die AlastiK™ Lingual Ligatur schneller und einfacher zu handhaben ist, liegt auch an der Erfahrung bzw. der Übung des Behandlers.

4.9 Klinische Bedeutung der Ergebnisse

Bei der Torquebewegung ließ sich zwischen den Ligaturen kein Unterschied erkennen: Bei dem Incognito™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den untersuchten acht Ligaturen – selbst dann nicht, wenn keine Ligatur genutzt wurde. Keine der getesteten Ligaturen verbessert also das Spiel. Somit hat bei dieser Bewegung die Ligatur lediglich die Funktion, den Draht im Slot zu halten. Dies berücksichtigt, kann stets eine einfach anzulegende Ligatur gewählt werden, was zu einer Zeitersparnis beitragen kann. Außerdem kann das Kontingent an verschiedenen Ligaturen reduziert und der Fokus auf gängige Ligaturen gerichtet werden, um nicht Gefahr zu laufen, dass Ligaturen das Mindesthaltbarkeitsdatum überschreiten. Sobald der Draht im Slot verkantet, dominiert der Einfluss des Drahts. Um den klinisch relevanten Wert von 2,5 Nmm zu erreichen, war dieses Verkanten bei den hier untersuchten Ligaturen fast immer notwendig.

Bei Angulation und Rotation benötigt man allerdings eine Ligatur, um ein messbares Drehmoment zu erzeugen. Das bedeutet jedoch nicht zwangsläufig, dass alle der acht getesteten Ligaturen im Alltag benötigt werden: Für die Angulation ist entsprechend der oben gebildeten Gruppen zu differenzieren (siehe 3. Ergebnisse Angulation):

Die Ligaturen der ersten Gruppe, bestehend aus den drei elastischen Ligaturen, weisen alle die gleiche Effizienz bei der Drehmomentübertragung auf. Welche Ligatur im Praxisalltag genutzt wird, ist von diesem Aspekt her unerheblich. Es obliegt der persönlichen Präferenz des Behandlers, welche Ligatur für ihn am besten anzulegen ist.

In der anderen Gruppe, bestehend aus den drei verschiedenen Overtie, der Stahlligatur und dem Powertie, ist eine differenzierte Betrachtung erforderlich: Die Overties und die einfache Stahlligatur erzeugen ähnlich schnell klinisch relevante Drehmomente. Das Powertie zeigt teilweise Unterschiede und benötigt höhere Winkel, um die gewünschten Drehmomente zu erzeugen. Das Powertie hat dabei den großen Nachteil, dass man die Gummikette stark vorspannen muss. Dadurch kam es in dem vorliegenden Experiment zu einem veränderten Verhalten zwischen Hin- und Rückweg. Auffällig ist, dass dies nicht bei allen Incognito™-Frontzahnbrackets der Fall war. Beim Incognito™-Oberkieferfrontzahnbracket mit tip bar trat dies nicht auf. Trotzdem ist die Ligatur durch die große Vordehnung nicht mehr so starr wie ursprünglich vermutet. Ebenso war das Powertie zeitaufwendiger anzulegen als eine Stahlligatur oder ein Overtie. Zusätzlich kam es zumindest beim In-vitro-Versuch des Häufigeren zu einem Bracketverlust, während des Anlegens der Ligatur.

Das linguale AlastiK™ der Firma 3M hat den Vorteil, dass sich dieser einfache O-Ring durch den zusätzlich angebrachten Angriffspunkt schnell zu einem Overtie umändern lässt. Des Weiteren kommt es zu keiner Quetschung des Rings, wenn man diesen Angriffspunkt nutzt, um die Ligatur anzulegen. Allerdings riss dieser zusätzliche Angriffspunkt während der Versuchsdurchführung schnell ein.

Neben der Auswahl der Ligatur muss zur effektiven Angulationskontrolle auch die Auswahl des Oberkieferfrontzahnbrackets getroffen werden. In der vorliegenden Untersuchung zeigte sich, dass für das Oberkieferfrontzahnbracket mit tip bar signifikant kleinere Winkel von Nöten sind, um gewisse Drehmomente zu erreichen.

Die Rotationsbewegung hat gezeigt, dass es zwischen den vier getesteten Ligaturen wenige signifikante Unterschiede gibt. Die Stahlligatur unterscheidet sich am häufigsten signifikant von den anderen. Die drei elastischen Ligaturen besitzen ähnliche Winkelwerte, um klinisch relevante Drehmomente zu erzeugen. Insoweit hat sich der Behandler in der kieferorthopädischen Praxis zu entscheiden, ob er alle untersuchten Ligaturen nutzen möchte.

4.10 Grenzen der Studie

Es konnten nicht alle Aspekte der Ligaturen berücksichtigt werden. So können etwa Elastics durch Hitze und Feuchtigkeit einen Kraftverlust aufweisen und sich dauerhaft verformen (53-68 % in 24 h) (Daratsianos, 2010). Die Ligatur wurde auch direkt nach dem Anbringen getestet und war so insgesamt höchstens fünf Minuten am Bracket. Dies stellte keine In-vivo-Situation dar, in der die Ligatur über einen längeren Zeitraum am Bracket verbleibt. Wie die einzelnen Ligaturen sich nach drei Wochen oder mehr im Mund verhalten, konnte durch dieses Experiment nicht gezeigt werden. Da Elastics und auch die Gummiketten einen großen Kraftverlust (50-67 %) nach 21 Tagen in einem simulierten Mundraum aufwiesen (De Genova et al., 1985), kann es sein, dass für diese zu einem späteren Zeitpunkt im Vergleich zu Stahlligaturen doch signifikant größere Verdrehwinkel erforderlich sind, um klinisch relevante Drehmomente zu erzeugen. Dies wäre in einem Folgeexperiment zu untersuchen. Zwischen der Easy-to-tie und der auch hier getesteten AlastiK™ lingual elastic von 3M gab es nach 30 Tagen in einer physiologischen Kochsalzlösung, pH 5,5, keinen signifikanten Unterschied, weder zwischen den Ligaturen noch zwischen Tag 1 und 30 (Migliorati et al., 2018). Für Ligaturen anderer Hersteller, die in der vorliegenden Untersuchung nicht getestet wurden, kann keine Aussage getroffen werden.

5. Zusammenfassung

In der Lingualtechnik ist es von großer Bedeutung, Kontrolle über die entstehenden Drehmomente zu haben. Dies gilt insbesondere im Frontzahnbereich. Ziel dieser Studie war es, das Drehmoment gängiger Ligaturen der Lingualtechnik mit Brackets für den Front- und Seitenzahnbereich verschiedener Hersteller zu ermitteln und zu prüfen, ob diese hinsichtlich des erzeugten Drehmoments einen Unterschied bewirken können.

Dazu wurden Incognito™-, Joy™- und STb™-Brackets für den Front-, Prämolaren und Molarenbereich mit bis zu acht verschiedenen Ligaturen (EasyOn Safety Power Rings .090, Ormco Colours, 3M AlastiK™ Lingual Ligatur, Advance Orthodontics Stahl Ligatur, Overties aus: Ormco grey generation II Power Chain, 3M AlastiK™ Lingual Ligatur und Advance Orthodontics Stahl Ligatur und Powertie aus Ormco grey generation II Power Chain) und mit bis zu zwei verschiedenen Drähten (0.016"x0.022" SS, 0.0175"x0.0175" TMA) getestet. Die Untersuchung erfolgte für die drei Bewegungsrichtungen Torque, Angulation und Rotation. Für die Torquebewegung wurde mit einem motorgetriebenen Drehtisch das Bracket in einem Ein-Bracket Versuch von -20 ° auf +20 ° vor und zurück rotiert. Bei den Angulations- und Rotationsversuchen erfolgte die Drehung von -10 ° auf +10 °. Die Auswertung erfolgte mittels des effektiven Spiels von $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm für jede Bracket-Draht-Ligatur-Kombination. Klinisch wäre das entsprechende Drehmoment aufgrund der Versuchsanordnung (Ein-Bracket Versuch) doppelt so hoch.

Für das Torquespiel zeigte sich nur bei einer Bracket-Draht-Ligatur-Kombination ein signifikanter Unterschied. Dieser wurde mittels einer einfaktoriellen Varianzanalyse festgestellt. Lediglich beim STb™ Frontzahnbracket mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht bei einem effektiven Torquespiel von $\pm 1,0$ Nmm bestand ein signifikanter Unterschied zwischen dem Lingual Elastic (17,3 °) und der Stahlligatur (23,2 °). Dieser war aber bei einem effektiven Torquespiel von $\pm 2,5$ Nmm nicht mehr sichtbar, weil dieser Wert im Einflussbereich des Drahts lag. Die Ligaturen unterschieden sich bei keiner weiteren Bracket-Draht-Kombination signifikant voneinander. Für die Angulationsbewegung zeigten sich zwei Gruppen. Zum einen unterschieden sich die drei einfachen elastischen Ligaturen (EasyOn Safety Power Rings .090, Ormco Colours und 3M AlastiK™ Lingual Ligatur) kaum voneinander, zum anderen unterschieden sich die Overties, das Powertie und die einfache Stahlligatur nur wenig. Lediglich das Powertie fiel etwas ab gegenüber den Overties und

der Stahlligatur, wobei dies abhängig von der Slotbreite war. Bei der Rotationsbewegung wurden vier Ligaturen getestet. Die drei einfachen elastischen Ligaturen unterschieden sich nicht wesentlich voneinander. Die Stahlligatur zeigte am meisten signifikante Abweichung, wobei diese mal höhere (Incognito™-System) als auch niedrige Drehmomente (Joy™- & STb™- Systeme) aufwies.

Nach den Erkenntnissen dieser Arbeit muss sich der behandelnde Kieferorthopäde entscheiden, welche Ligatur er wählt. Bei der Torquebewegung gab es keine signifikanten Einflüsse der Ligatur, somit ist die angebrachte Ligatur wahrscheinlich nicht ausschlaggebend für die Bewegung. Bei der Rotation und Angulation sah dies anders aus, auch wenn nicht alle vier bzw. acht Ligaturen sich signifikant unterschieden. Somit kann der Kliniker mit zwei bis drei Ligaturarten das ganze Spektrum des effektiven Spiels abbilden und muss für das optimale Behandlungsergebnis nicht alle Ligaturen anwenden.

6. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: intraorale Bilder eine Incognito-Apparatur mit Stahlligaturen.....	9
Abb. 2: Aufbau eines Lingualbrackets am Beispiel des STb™-Frontzahnbrackets.....	9
Abb. 3: Powerties und Overtie am untermaßigen Kantbogen.....	11
Abb. 4: Drehmomentübertrag in der Theorie (Torque).	11
Abb. 5: Vergleich des Torquespiels anhand eines unterdimensionierten und einem Sotfüllende Draht.	12
Abb. 6: Zwei verschieden breite Brackets.....	14
Abb. 7: Winkel-Drehmomentkurve aus der Masterarbeit von Daratsianos (2010) zur Erstellung des totalen Torquespiels.....	15
Abb. 8: Übersicht über die erhaltenen Brackets der drei ausgewählten Systeme.	21
Abb. 9: Schematischer Versuchsaufbau.....	26
Abb. 10: Aufsicht auf den Experimentaufbau.....	27
Abb. 11: Aufsicht auf den Versuchsbau Angulation.....	28
Abb. 12: Klebehilfe Angulation und Rotation.	29
Abb. 13: Reproduzierbarkeitsmessung.....	31
Abb. 14: Winkel/Drehmoment Kurve der drei verschiedenen Mittelwerte.....	32
Abb. 15: In Excel importierte Daten zeigen Hin- und Rückweg einer Messung.	34
Abb. 16: Gemittelter Graph, auf den Ursprung verschoben.	34
Abb. 17: Zusammenfassung aller Ligaturen eines Brackets.....	35
Abb. 18: Graph inklusive zusätzlichem Umkehrspiel	36
Abb. 19: Fertiger Graph inklusive Spieleliminierung.	36
Abb. 20: Zusammenfassung der Entlastung aller Ligaturen	37
Abb. 21: Aufbau eines Boxplotdiagramms.....	39
Abb. 22: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket mit einem 0.016"x0.022" TMA-Draht (Torquebewegung)	40
Abb. 23: Boxplotdiagramm für das effektives Torquespiel für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket OK mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht	41
Abb. 24: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht (Torquebewegung).	43

Abb. 25: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel der Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket OK mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht.....	44
Abb. 26: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Prämolarenbracket mit 0.016“x0.022“ SS-Draht (Torquebewegung).....	46
Abb. 27: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Molarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Torquebewegung).....	47
Abb. 28: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Torquebewegung).....	48
Abb. 29: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht.	48
Abb. 30: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht (Torquebewegung).....	50
Abb. 31: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel der Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht.....	50
Abb. 32: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Torquebewegung).....	52
Abb. 33: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht.....	52
Abb. 34: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht (Torquebewegung).....	54
Abb. 35: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht.	54
Abb. 36: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Molarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Torquebewegung).....	56
Abb. 37: Boxplotdiagramm für das effektives Torquespiel für die Ligaturen am Joy™-Molarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht.....	56
Abb. 38: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Molarenbracket mit einem 0.0175“x0.0175" TMA-Draht (Torquebewegung).....	58
Abb. 39: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am Joy™-Molarenbracket mit einem 0.0175x0.0175“ TMA-Draht.....	58

Abb. 40: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht (Torquebewegung).....	60
Abb. 41: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht.	60
Abb. 42: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht (Torquebewegung).....	62
Abb. 43: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht.....	62
Abb. 44: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht (Torquebewegung).....	64
Abb. 45: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.016x0.022" SS-Draht.	64
Abb. 46: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht (Torquebewegung).....	66
Abb. 47: Boxplotdiagramm für das effektive Torquespiel für die Ligaturen am STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175"x0.0175" TMA-Draht.	66
Abb. 48: Vergleich des effektiven Torquespiel der Ligaturen an den Frontzahnbrackets der drei untersuchten Systeme mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht bei $\pm 2,5$ Nmm	69
Abb. 50: Vergleich der Prämolarenbrackets der drei Systeme mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht bei 2,5 Nmm	70
Abb. 51: Vergleich des effektiven Torquespiels der Ligaturen an den Molarenbrackets der drei untersuchten Systeme mit einem 0.016"x0.022" SS-Draht bei $\pm 2,5$ Nmm. Das Incognito™- und das STb™-System erreichten beide nicht das Drehmoment von -2,5 Nmm und/oder 2,5 Nmm.	71
Abb. 52: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahn Oberkiefer ohne tip bar und einem 0.016"x0.022" SS-Draht (Angulationsbewegung)....	72
Abb. 53: Boxplotdiagramm für das effektive Angulationsspiel für die Ligaturen am Incognito™ Frontzahnbracket OK ohne tip bar.....	73
Abb. 54: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket OK mit tip bar und einem 0.016"x0.022" SS-Draht (Angulationsbewegung).....	75

Abb. 55: Boxplotdiagramm für das effektive Angulationsspiel für die Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket OK mit tip bar.....	75
Abb. 56: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Frontzahnunterkieferbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Angulationsbewegung).....	77
Abb. 57: Boxplotdiagramm für das effektive Angulationsspiel für die Ligaturen am Incognito™-Frontzahnbracket UK.....	77
Abb. 58: Vergleich des effektiven Angulationsspiels der verschiedenen Ligaturen an den unterschiedlich breiten Incognito™-Frontzahnbrackets.	79
Abb. 59: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Prämolarenbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Rotationsbewegung).....	80
Abb. 60: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am Incognito™-Prämolarenbracket.	81
Abb. 61: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Incognito™-Molarenbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Rotationsbewegung).....	82
Abb. 62: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am Incognito™-Molarenbracket.	83
Abb. 63: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket und 0.016“x0.022“ SS-Draht (Rotationsbewegung).....	84
Abb. 64: Boxplot für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht.	85
Abb. 65: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket und 0.016“x0.022“ SS-Draht (Rotationsbewegung).....	86
Abb. 66: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am Joy™-Prämolarenbracket.	87
Abb. 67: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am Joy™-Molarenbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Rotationsbewegung).....	88
Abb. 68: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am Joy™-Molarenbracket.....	89
Abb. 69: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Rotationsbewegung).....	90

Abb. 70: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am STb™-Frontzahnbracket-	91
Abb. 71: Winkel/Drehmoment-Kurve für alle Ligaturen am STb™-Prämolarbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht (Rotationsbewegung).....	92
Abb. 72: Boxplotdiagramm für das effektive Rotationsspiel für die Ligaturen am STb™-Prämolarenbracket.	93
Abb. 73: Vergleich des effektiven Rotationsspiels der untersuchten Ligaturen bei den drei untersuchten Systemen.....	94
Abb. 74: Konstruktion des Rahmens für die Angulations- und Rotationsversuche.	99

7. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Auszug aus den Werten für das totale Torquespiel verschiedener Drähte mit den für diese Arbeit ausgewählten Firmen.	16
Tab. 2: Zusammenstellung der auf dem Markt erhältlichen Systeme und Auswahl für diese Untersuchung (0.018“ entspricht 0,457 mm; 0.025“ entspricht 0,635 mm).....	20
Tab. 3: Übersicht, welche Brackets bei welcher Bewegungsrichtung getestet wurden. .	22
Tab. 4: Zusammenstellung der empfohlenen Drähte der jeweiligen Systeme-	23
Tab 5: Zusammenstellung der genutzten Ligaturen.....	25
Tab. 6: Stichprobenwerte für die ausgewählten Bracketsysteme (Werte für das totale Torquespiel und die Standardabweichung (SD) entstammen der Masterarbeit von Daratsianos, 2010).	33
Tab. 7: Effektives Torquespiel der verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Frontzahnbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	42
Tab. 8: Effektives Torquespiel der verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Frontzahnbracket und einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	45
Tab. 9: Effektives Torquespiel der verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Frontzahnbracket und einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	49
Tab. 10: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	51
Tab. 11: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™ -Prämolarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	53
Tab. 12: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175“x0.0175“-TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	55

Tab. 13: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Molarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	57
Tab. 14: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Molarenbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	59
Tab.15: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	61
Tab. 16: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Frontzahnbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	63
Tab. 17: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	65
Tab. 18: Effektives Torquespiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Prämolarenbracket mit einem 0.0175“x0.0175“ TMA-Draht bei 1,0 Nmm und 2,5 Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	67
Tab. 19: Mittelwertvergleich des effektiven Torquespiels der Frontzahnbrackets mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei einem Drehmoment von $\pm 2,5$ Nmm	68
Tab. 20: Mittelwertvergleich des effektiven Torquespiels der Ligaturen an den Prämolarenbrackets der drei untersuchten Systeme mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei einem Drehmoment von $\pm 2,5$ Nmm	69
Tab. 21: Mittelwertvergleich des effektiven Torquespiels Ligaturen an den Molarenbrackets der drei untersuchten Systeme mit einem 0.016“x0.022“ SS-Draht bei einem Drehmoment von $\pm 2,5$ Nmm.....	70
Tab. 22: Effektives Angulationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Frontzahnbracket ohne tip bar bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.....	74

Tab. 23: Effektives Angulationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Oberkieferfrontzahnbracket mit tip bar bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	76
Tab. 24: Effektives Angulationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™ Unterkieferfrontzahnbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.....	78
Tab. 25: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Prämolarenbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	81
Tab. 26: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Incognito™-Molarenbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	83
Tab. 27: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Frontzahnbracket bei ± 1 Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	85
Tab. 28: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Prämolarenbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	87
Tab. 29: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem Joy™-Molarenbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	89
Tab. 30: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Frontzahnbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	91
Tab. 31: Effektives Rotationsspiel für die verschiedenen Ligaturen bei einem STb™-Prämolarenbracket bei $\pm 1,0$ Nmm und $\pm 2,5$ Nmm, definiert als Bereich zwischen dem negativen und positiven Einzelwert.	93

8. Literaturverzeichnis

Bantleon HP, Droschl H. Fronttorque mit Hilfe der Teilbogentechnik. Fortschr der Kieferorth1988; 49, 203-212

Blodgett GB & Andreasen GF. Comparison of two methods of applying lingual root torque to maxillary incisors. Angle Orthod 1969; 216-224 Angle Orthod.

Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. Am Orthodo 1966; 36, 99-120

Daratsianos N, Biomechanical analysis of torque capabilities of lingual brackets, Master Thesis aus der Hannover Medical School (2010); 8, 13-15, 18, 20, 29, 36-42, 55, 57, 59

Daratsianos N, Bourauel C, Fimmers R, Jäger A, Schwestka-Polly R. In vitro biomechanical analysis of torque capabilities of various 0.018" lingual bracket-wire systems: total torque play and slot size. Eur Orthod 2016; 38, 459-469

Demling A, Dittmer M P, Schwestka-Polly R. Comparative analysis of slot dimension in lingual bracket systems. Head & Face Medicine 2009 5;27

De Genova DC, McInnes-Ledoux P, Weinberg R, Shaye R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains-a product comparison study. Am J Orthod 1985; 87: 377-384

Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S. Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. J Orofac Orthop 2000; 61: 258-265

Fizzel A, Jarabak JR. Technique and treatment with light-wire edgewise appliances. Saint Louis: Mosby, 1972

Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 323-328

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2009; 1, 199, 244-245

Lossdörfer S, Bieber C, Schwestka-Polly R, Wiechmann D. Analysis of the torque capacity of a completely customized lingual appliance of the next generation. *Head & Face Medicine* 2014; 10:4

Migliorati M, Poggio D, Drago S, Lagazzo A, Stradi R, Barberis F, Silvestrini-Biavati. Torque expression of a customized lingual appliance according to different elastomeric ligatures over time: an in vitro study. *Annali di Stomatologia VIII*, 2018; 59-64

Migliorati M, Poggio D, Drago S, Lagazzo A, Stradi R, Barberis F, Silvestrini-Biavati. Torque efficiency of a customized lingual appliance. *J Orofac Orthop* 2019; 80, 304-314

Moran KI. Relative wire stiffness due to lingual versus labial interbracket distance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987; 92: 24-32

Moyers RE *Handbook of Orthodontics*. Chicago: 3rd edn Year book, 1973

Plietsch R, Bourauel C, Drescher D, Nellen B. Ein rechengesteuerter Biegemessplatz zur Bestimmung der Elastizitätsparameter hochflexibler orthodontischer Drähte *Fortschr Kieferorthop*, 1994; 55: 84-95

Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am Orthod*, 1957; 43: 32-45

Reitan K. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. *Angle Orthod* 1964; 34, 244-253

Siekmann H, Trexler A, Wiechmann D. Die Feineinstellung bei kieferorthopädischer Behandlung mit einer vollständig individuellen lingualen Apparatur. *Inf Orthod Kieferorth* 2012; 44, 81-86

Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Katsaros C, Bourauel C. A comparative assessment of torque generated by lingual and conventional brackets. *European Journal of Orthodontics* 2013; 35: 375-380

Stamm T, Wiechmann d, Heinecken A, Ehmer U. Relation between second and third order problems in lingual orthodontic treatment. *J Ling Orthod* 2000; 3, 5-11

Westphal WH. Mechanik. In: *Physikalisches Praktikum*. Braunschweig: Friedr. Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft mbH, 1974: 49

9. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denjenigen bedanken, die mich während der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben.

Mein Dank gilt zunächst vor allem meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Bourauel. Er war stets eine große Unterstützung, sowohl in der Versuchsumsetzung als auch später in der Phase der Auswertung und Korrektur. Ebenso möchte ich mich bei meinem Betreuer Herrn Dr. Daratsianos bedanken. Sowohl bei der Themen- als auch bei der Materialauswahl war er mir eine große Hilfe. In den vielen gemeinsamen konstruktiven Gesprächen wurden nach und nach die Versuchsreihen entwickelt.

Ein weiterer Dank gilt dem AL- DENTE Uni Bonn e.V.. Ohne die großzügige finanzielle Unterstützung wären die Versuche in diesem Umfang nicht möglich gewesen.

Zum Schluss danke ich meinen Eltern und meinem Bruder, die mich in allen Phasen der Promotion begleitet und unterstützt haben.

