

Experimentelle Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften eines neuartigen Brackets mit ovalem Slot

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades Dr. med. dent.

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Anna Louisa Birnbaum

aus Aachen
2025

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Peter Bourauel
2. Gutachterin: PD Dr. Ruth Rath-Deschner

Tag der Mündlichen Prüfung: 15.09.2025

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

Meinem Ehemann Benjamin und meiner Tochter Hilda in Liebe gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	7
1.	Einleitung	8
1.1	Biomechanik der Zahnbewegung	10
1.2	Grundlagen der kieferorthopädischen Therapie mittels Multibandapparatur	11
1.2.1	Bracketkonfiguration	13
1.2.2	Drahtdimension	14
1.2.3	Drahtmaterial	14
1.2.3.1	Die Materialeigenschaften von Edelstahl	15
1.2.3.2	Die Materialeigenschaften von Nickel-Titan	16
1.3	Reibung	16
1.4	Torque	18
1.4.1	Torquedrehmoment	19
1.4.2	Torquespiel	20
1.5	Fragestellung und Ziele	21
2.	Material und Methoden	22
2.1	Untersuchte Brackets	22
2.1.1	Panagiotidis-Bracket	22
2.1.2	Discovery-Bracket	25
2.1.3	Standard Edgewise-Single-Bracket	26
2.1.4	Ligatur	27
2.2	Untersuchte Drahtbögen	27
2.3	Orthodontisches Mess- und Simulations-System (OMSS)	28
2.4	Versuchsaufbau Reibungsmessung	30
2.5	Versuchsaufbau Torquemessung	31
2.6	Versuchsdurchführung Reibungsmessung	32
2.7	Versuchsdurchführung Torquemessung	33
2.8	Datenauswertung und Statistik	35
2.8.1	Reibung	35
2.8.2	Torque	36
2.8.3	Statistik	39

3.	Ergebnisse	40
3.1	Reibungsmessungen	40
3.1.1	Kraftverlust durch Reibung je Drahtbogen	40
3.1.2	Reibungsverlust in Prozent	46
3.2	Torquemessungen	48
3.2.1	Maximales Torquedrehmoment	48
3.2.2	Torquespiel	59
4.	Diskussion	71
4.1	Diskussion der Methodik	71
4.1.1	Simulationsmessungen mit dem OMSS	71
4.1.2	Verwendete Materialien	72
4.2	Diskussion der Reibungswerte	74
4.3	Diskussion der Torquewerte	75
4.3.1	Maximales Torquedrehmoment	75
4.3.2	Torquespiel	78
4.4	Klinische Schlussfolgerungen: Praktikabilität in der kieferorthopädischen Behandlung	78
5.	Zusammenfassung	80
6.	Abbildungsverzeichnis	82
7.	Tabellenverzeichnis	88
8.	Literaturverzeichnis	92
9.	Erklärung zum Eigenanteil	99
10.	Danksagung	100

Abkürzungsverzeichnis

CR	Widerstandszentrum (Centre of Resistance)
Disc	Dentaurum Discovery®-Twinbracket
MIM	Metal Injection Molding
NiTi	Nickel-Titan
NSL	Nasion-Sella-Linie
OMSS	Orthodontisches Mess- und Simulations-System
P-Bracket	Neuartiges Bracket nach Panagiotidis
Psm	Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp
Pso	Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp
Pss	Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv
Ptm	Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp
Pto	Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp
Pts	Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv
RC	Rotationszentrum (Centre of Rotation)
SNA	Spina nasalis anterior
SNP	Spina nasalis posterior
Std single	Standard-Singlebracket

1. Einleitung

Die Kieferorthopädie als Möglichkeit der Verbesserung dentaler Funktionalität und Ästhetik spielt eine zunehmende Rolle (Gouyon Matignon Pontouraude et al., 2020). Eine Bewegung der Zähne kann mittels unterschiedlichster Apparaturen und in verschiedenen Phasen der dentalen Entwicklung stattfinden. Die Methode der Wahl für die gezielte Bewegung einzelner Zähne im adulten Gebiss stellt die Behandlung mittels Multibandapparat dar (Sander et al., 2011).

Die Kontrolle der orthodontischen Kräfte in den verschiedenen Phasen der kieferorthopädischen Therapie mittels Multibandapparat kann hierbei auf unterschiedlichste Art und Weise erfolgen. Die rechteckige Konfiguration des Bracketslots als Element der Kraftübertragung ist gängig und etabliert, eine Dosierung und Variation der Kraftausübung erfolgte bisher vor allem durch die Wahl des geeigneten Drahtbogens. So stehen hier sowohl verschiedene Materialien als auch die beiden Konfigurationen rund und rechteckig zur Verfügung.

Im Rahmen dieser Dissertation sollte eine neue Variante des Bracketslots in Bezug auf biomechanische Gesichtspunkte untersucht werden. Für die vorliegende Untersuchung wurde ein neuartiges Bracketdesign verwendet, das von Dr. Georgios Panagiotidis entwickelt wurde. Bezeichnet wird das Bracket daher als Panagiotidis-Bracket, kurz P-Bracket. Das besondere Merkmal dieses Brackets liegt in seiner ovalen Slotform, die sich von der konventionellen rechteckigen Gestaltung unterscheidet. Dr. Panagiotidis stellte das innovative Bracketsystem freundlicherweise für die Durchführung dieser Studie zur Verfügung.

Abbildung 1 zeigt dieses neuartige Bracket mit einem innenliegenden, ovalen Slotanteil (Breite 0,032 Inch, entspricht ca. 0,81 mm), gefolgt von einem äußeren, konventionell parallelwandigen Anteil (Breite 0,018 Inch, entspricht ca. 0,46 mm). Der ovale Anteil des Slots verspricht einen größeren Spielwinkel des einligierten Bogens und infolgedessen an entsprechenden Zähnen eine Minimierung der einwirkenden Kraft. Zusätzliche Abstufungen des Winkels sowie daraus resultierend der Kraftwirkung sind durch die Verwendung von Single- beziehungsweise Twinbrackets möglich. Das Twinbracket weist bei gleicher Verwendung einen signifikant kleineren Spielwinkel auf als das Singlebracket der gleichen Bauart.

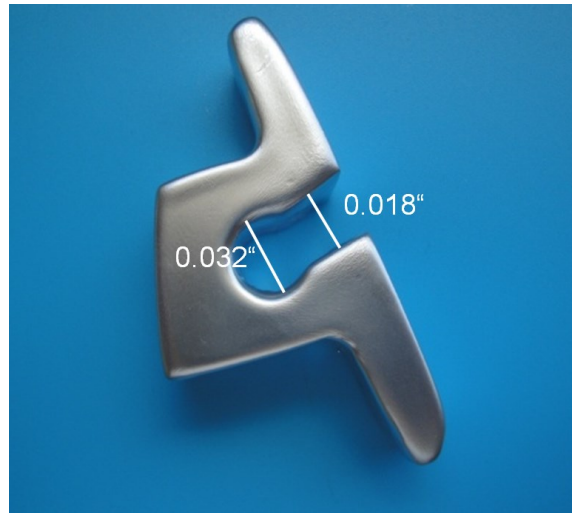


Abb. 1: Darstellung des neuartigen Bracketslots nach Panagiotidis, im Folgenden P-Bracket (zur Verfügung gestellt von Dr. Panagiotidis).

Die Verwendung eines runden Bogens kleinen Durchmessers im rechteckigen Slot würde wohl zu einer vergleichbaren Minimierung der Kraft führen wie die Einligierung eines rechteckigen Bogens im ovalen Slotanteil. Durch eine Abdichtung beziehungsweise Sperrung des inneren Slots mithilfe von Draht- oder Gummimaterialien wird allerdings eine gezielte Dosierung der Kraft an einzelnen Zähnen beziehungsweise Zahngruppen ermöglicht. So können sogenannte „Stopps“ gezielt eingebracht werden, um eine Führung des Bogens ausschließlich im äußeren, schmalen Slotanteil zu gewährleisten (Abb. 2).

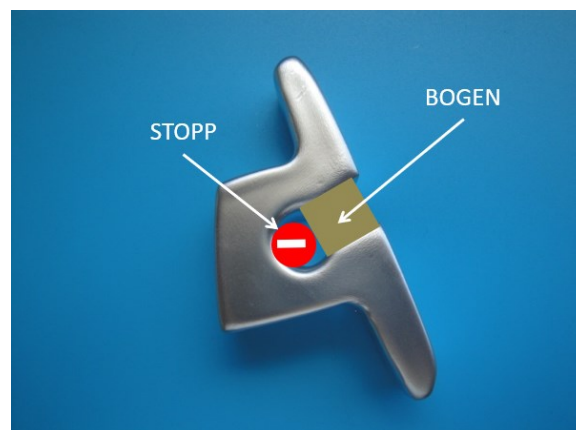


Abb. 2: Schematische Darstellung des Einbringens sogenannter Stopps in den ovalen Slotanteil des Panagiotidis-Brackets (zur Verfügung gestellt von Dr. Panagiotidis).

1.1 Biomechanik der Zahnbewegung

Im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung werden Zähne im Alveolarknochen über definierte Strecken und entlang definierter Rotations- und Translationsachsen bewegt (Bourauel et al., 2007). Um die Gesetzmäßigkeiten zu verstehen, welche diesen Bewegungen zugrunde liegen, lohnt ein Blick auf die Definition der Biomechanik. Schon zu Beginn des 20. Jahrhunderts definierte Benedikt die Biomechanik als die Wechselwirkung mechanischer Größen mit biologischen Systemen (Benedikt, 1910). Die Einbettung des Zahnes in den Alveolarknochen wie auch in das umliegende parodontale Ligament bedingen die Position von Rotations- und Widerstandszentrum bei definierten Zahnbewegungen.

Bei der Betrachtung von Translation und Rotation als Formen der Zahnbewegung muss die Lage von Rotations- und Widerstandszentrum am Zahn analysiert werden. Verläuft die Wirklinie der Kraft durch das Widerstandszentrum des Zahnes, kommt es zu einer translatorischen Bewegung (Poppe et al., 2002). Da es aber apikalwärts des Gingivasaumes liegt, ist immer auch ein rotatorisches Moment zu beachten, da es anatomisch nicht möglich ist, die Kräfte am Widerstandszentrum anzubringen (Sander et al., 2011). Es folgt also eine Kippung des Zahnes infolge des Drehmomentes, welches als Produkt aus der Kraft und dem Hebelarm zwischen Kraftansatzpunkt und Widerstandszentrum resultiert. Abbildung 3 demonstriert die Möglichkeiten der Zahnbewegung im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung.

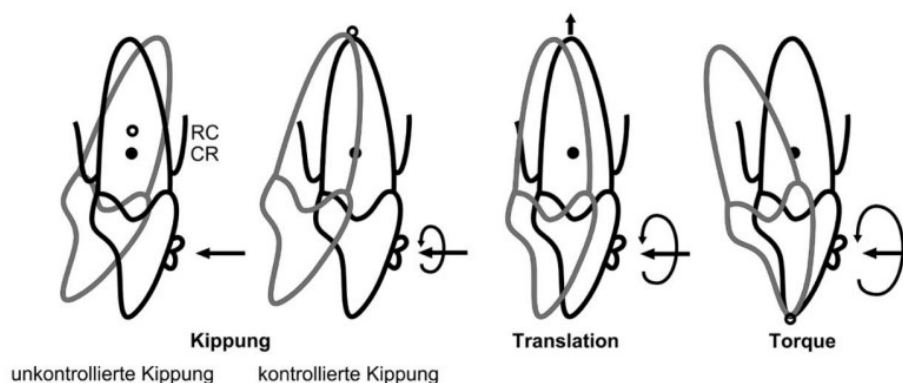


Abb. 3: Darstellung der verschiedenen Formen der Zahnbewegung von links nach rechts: Unkontrollierte Kippung, kontrollierte Kippung, Translation, Wurzeltorque. RC: Rotationszentrum, CR: Widerstandszentrum (modifiziert nach Harzer, 2011).

1.2 Grundlagen der kieferorthopädischen Therapie mittels Multibandapparatur

Die Kieferorthopädie ist ein Teilgebiet der Zahnmedizin, welches sich mit der Prävention, Erkennung und Behandlung von Zahn- und Kieferfehlstellungen befasst. Unter anderem der Einsatz einer Multibandapparatur ermöglicht hierbei dreidimensionale Zahnbewegungen (Möhlhenrich et al., 2020).

Eine kontrollierte, körperliche Bewegung der Zähne in allen Dimensionen wird erzielt durch den Einsatz von Brackets, Bändern und Bögen. Das Grundprinzip besteht darin, an jedem Zahn ein Bracket anzubringen, welches am Zahn ausgerichtet wird, unabhängig davon, ob dieser gekippt oder gedreht ist. Der sogenannte Drahtbogen oder im Fachjargon kurz „Bogen“ genannt, ein dünner Metalldraht, wird an allen Brackets befestigt und dabei notwendigerweise deformiert (Sander et al., 2011). Abbildung 4 veranschaulicht die Multibandapparatur mit einligierten Bögen.



Abb. 4: Darstellung einer Multibandapparatur mit selbstligierenden Brackets und Bögen (Holtmann, 2012).

Die Verankerung spielt hierbei eine essenzielle Rolle, da die Bewegung eines oder mehrerer Zähne nur durch eine Krafteinwirkung ermöglicht wird, welche in Übereinstimmung mit den Gesetzen der Mechanik und Dynamik erfolgt. Es handelt sich bei der Zahnbewegung mittels Multibandapparatur um die Wirkung entgegengesetzter Kräfte, woraus folgt, dass der Widerstand der Verankerung größer sein muss als der Widerstand des zu bewegendes Zahnes (Sander et al., 2011).

Sowohl bei der Translation als auch bei der Rotation eines Zahnes kommt es somit, bedingt durch die Gesetze der Biomechanik sowie bedingt durch die Beschaffenheit der Multibandapparatur, nicht zu einer gleichförmigen Bewegung, sondern stets zu einem dynamischen Gleichgewicht entgegengesetzter Kräfte, welche die beabsichtigte Bewegung herbeiführen (Drescher et al., 1990).

Zu Beginn bewegt sich der Zahn ausschließlich in Form einer Kippung. Dadurch wird der Draht S-förmig elastisch deformiert, was dazu führt, dass ein entgegengerichtetes Aufrichtemoment auf den Zahn einwirkt (Abb. 5). Die Translation des Zahnes erfolgt also im Wechselspiel von Kippung und Aufrichtung (Abb. 6). Analog dazu beobachten wir in der Horizontalebene ein wiederholtes Rotieren und Derotieren des Zahns.

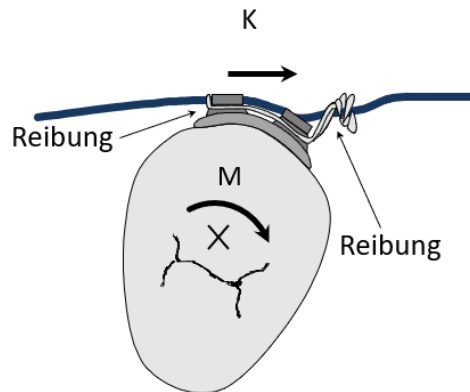


Abb. 5: Elastische Deformation des Drahtes; K = Kraft, M = Drehmoment (modifiziert nach Schumacher et al., 1990).

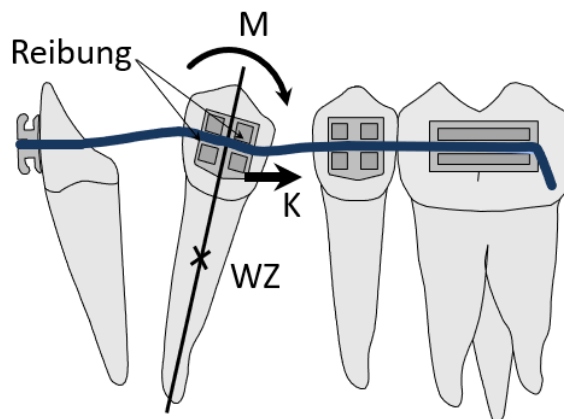


Abb. 6: Bogengeführte Zahnbewegung; K = Kraft, WZ = Widerstandszentrum, M = Drehmoment (modifiziert nach Drescher et al., 1990).

Im Gegensatz zu herausnehmbaren Apparaturen, die einen intermittierenden Charakter bei der Kraftapplikation während der Zahnbewegung haben, kommt es bei festsitzenden Apparaturen zu einer permanenten Krafteinwirkung, was mit einer zunehmenden Gefahr von Zahnlockerung, Schmerzensation, Wurzelresorption und Pulpareaktion einhergeht. Neue Entwicklungen in der Kieferorthopädie streben daher den Einsatz möglichst geringer Kräfte an, um das Risiko der Schädigung des Zahnhalteapparates zu minimieren (Perrey et al., 2015).

Ziel in der Weiterentwicklung von Elementen der Multibandapparaturen ist unter anderem, den Einsatz von niedrigen, schonenden Kräften zu ermöglichen, bei gleichbleibend schnellen Behandlungsergebnissen. Dazu wird versucht, zwischen der applizierten Kraft und der wirkenden Kraft die Reibung zwischen den einzelnen Elementen der Multibandapparatur als Einflussgröße zu reduzieren. Wird die Effizienz von Zahnbewegungen durch eine geringere Friktion verbessert, hat dies zudem eine deutlich verkürzte Behandlungszeit zur Folge (Eberting et al., 2001; Garino und Garino, 2004).

1.2.1 Bracketkonfiguration

Bei der bogengeführten Zahnbewegung ist die Bracketkonfiguration ein nicht zu vernachlässigender Faktor. Sie beeinflusst sowohl durch Wahl des Materials als auch durch eine entsprechende Dimensionierung und Gestaltung des Slots das Verhältnis von eingesetzter Kraft zu orthodontisch wirksamer Kraft (Schumacher et al., 1999). Auf dem Markt findet sich eine Vielzahl unterschiedlicher Brackettypen, wobei den meisten gemein ist, dass der Slot rechteckig gestaltet ist. Um das bereits erwähnte Kraftverhältnis zu optimieren und das Ausmaß des reibungsbedingten Kraftverlustes zu reduzieren, gibt es zahlreiche Änderungsversuche in Hinblick auf das Bracketdesign. Diese beziehen sich auf Maßnahmen zur Verbesserung der Oberflächenqualität, Änderungen der Slotgeometrie durch Abrundungen der Kanten, Variationen der Bracketbreiten mit zum Teil unterschiedlicher Breite der inzisalen und koronalen Bracketflügel oder Brackets mit integrierten Ligierungsmöglichkeiten (Schumacher et al., 1999).

Insbesondere über den Einfluss der Bracketbreite auf die Gleitreibung bestehen allerdings teils kontroverse Ansichten. Diese sind offensichtlich ausschließlich auf einen unterschiedlichen Versuchsaufbau zurückzuführen. Die Ansicht, dass mit der Abnahme der Bracketbreite auch die Gleitreibung abnimmt, kann heute nicht mehr aufrechterhalten werden. In zahlreichen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass die Reibungskraft umgekehrt proportional zur Bracketbreite ist, was auch in Einklang mit den Gesetzen der Physik steht (Husain und Kumar, 2011; Williams und Khalaf, 2013).

Doch auch, wenn der Einfluss des Bracketdesigns einen nicht zu vernachlässigenden Faktor bei der Kraftdosierung im Rahmen der Behandlung mittels Multibandapparatur darstellt, haben Untersuchungen gezeigt, dass hinsichtlich der Kraftapplikation ein

größerer Einfluss von Drahtmaterial und -querschnitt als vom Bracketdesign ausgeht (Perrey et al., 2015).

1.2.2 Drahtdimension

Der Einsatz von Drahtbögen verschiedener Dimensionen und Materialien im Rahmen der kieferorthopädischen Multibandtherapie ermöglicht eine gezielte Dosierung der Kraft auf die zu bewegendenden Zähne. Die Maße des Drahtbogens sowie die Wahl zwischen einer rechteckigen oder runden Geometrie beeinflussen die Kraftapplikation bei der kieferorthopädischen Behandlung. Hinsichtlich der Materialien gibt es eine Vielzahl unterschiedlicher Legierungen, welche sich in Bezug auf ihre materialtechnischen Eigenschaften signifikant unterscheiden.

Die Drahtdimension spielt eine entscheidende Rolle in Bezug auf die Komponente der Haftreibung. Die Tatsache, dass die Führung eines Zahnes am Behandlungsbogen Reibung erzeugt, ist dafür verantwortlich, dass nicht die gesamte am Bracket angelegte Kraft orthodontisch wirksam werden kann. Ist die Reibung zwischen Bracket und Draht zu groß, unterbleibt die gewünschte Bewegung oder wird stark verzögert (Drescher et al., 1990). Es konnte gezeigt werden, dass bei der Führung eines Brackets entlang eines Drahtes die Reibung mit zunehmender Drahtstärke ansteigt (Andreasen und Quevedo, 1970).

Wenn man nun eine runde und eine rechteckige Drahtkonfiguration vergleicht, kann festgestellt werden, dass rechteckige Drähte in der Regel eine höhere Reibung erzeugen als runde Drähte (Kopsahilis und Drescher, 2022). Zudem wird die Reibung im Wesentlichen vom vertikalen Drahtdurchmesser und kaum von der horizontalen Dimension beeinflusst (Drescher et al., 1990).

1.2.3 Drahtmaterial

In der Kieferorthopädie können Edelstahl-, Chrom-Kobalt-, Nickel-Titan- und Titan-Molybdän-Legierungen Anwendung finden (Kahl-Nieke, 2001). Für diese Arbeit kamen allerdings ausschließlich Edelstahl- und Nickel-Titan-Bögen zum Einsatz. Bezüglich des Drahtmaterials wird deutlich, dass verschiedene Materialien ebenfalls die soeben erwähnte Reibung zwischen Bracket und Bogen erheblich beeinflussen können. Die

materialtechnische Eigenschaft, welche hier als wichtigste Komponente zu nennen ist, ist die Oberflächenrauheit (Kopsahilis und Drescher, 2022). Versuche zeigten beispielsweise, dass Nitinoldrähte infolge einer niedrigen Oberflächenrauheit und aufgrund ihres elastischen Rückstellungsvermögens geringere Friktion erzeugen als Stahldrähte und der Einfluss der Drahtdimension bei Nitinol nur gering ist (Peterson et al., 1982).

1.2.3.1 Die Materialeigenschaften von Edelstahl

Stahl bezeichnet Eisen-Kohlenstoff-Legierungen mit einem Kohlenstoffanteil von bis zu 1,7 Gewichtsprozent, die sich durch ihre Schmiedbarkeit ohne Nachbearbeitung auszeichnen. In diesen Legierungen kann Eisen in verschiedenen Kristallstrukturen auftreten, wobei insbesondere das kubisch-raumzentrierte und das kubisch-flächenzentrierte Gitter von Bedeutung sind. Im kubisch-flächenzentrierten Gitter zeigt Kohlenstoff eine hohe Löslichkeit, was zur Bildung eines Mischkristalls führt, der als Austenit bekannt ist. Dieser Austenit unterliegt beim Abkühlen einer Gitterumwandlung. Wird der Austenit jedoch schnell abgekühlt, so entsteht eine verzerrte Gitterstruktur, die als Martensit bezeichnet wird und durch ihre nadelige Morphologie charakterisiert ist.

Die Bildung des Martensits erklärt die hohe Härte und Sprödigkeit von Stahl. Besonders bei höheren Kohlenstoffgehalten des Martensits steigt die Härte des Materials. Eine gezielte Minderung der Sprödigkeit kann durch das Anlassen erfolgen, bei dem der Stahl auf Temperaturen zwischen 230 °C und 350 °C erwärmt wird. Hierbei wird der Martensit in eine stabilere Form überführt, wodurch die mechanischen Eigenschaften je nach Anlasstemperatur modifiziert werden.

Da der gewöhnliche Stahl jedoch in vielen Anwendungen nicht ausreichend korrosionsbeständig ist, werden zusätzliche Legierungselemente wie Chrom, Nickel, Molybdän, Vanadium oder Kobalt hinzugefügt, um die mechanischen Eigenschaften sowie die Korrosionsbeständigkeit zu verbessern. Beispielsweise führt die Zugabe von 18 Gewichtsprozent Chrom zu einer signifikanten Erhöhung der Korrosionsbeständigkeit, während 8-14 Gewichtsprozent Nickel die Verarbeitbarkeit des Stahls begünstigen. Diese Legierungen werden als Edelstähle bezeichnet. Es ist zu beachten, dass bei thermischen Bearbeitungsvorgängen, die ungewollt hohe Temperaturen erzeugen, ein

unerwünschtes Weichwerden des Stahls auftreten kann, da dies ebenfalls zu einer unkontrollierten Umwandlung des Martensits führt (Eichner und Kappert, 2005).

1.2.3.2 Die Materialeigenschaften von Nickel-Titan

NiTi-Legierungen, die heute in der Kieferorthopädie Anwendung finden, gehören zu den Formgedächtnislegierungen. Ihre außergewöhnlichen Materialeigenschaften wurden erstmals in den 1930er Jahren bei Gold-Cadmium-Legierungen beobachtet (Petzold, 2006). Die in der Kieferorthopädie verwendeten Legierungen sind binäre Standardlegierungen, die auf den 1958 in den USA entwickelten Nitinol-Legierungen basieren. Diese bestehen aus etwa 50 Atomprozent Nickel und etwa 50 Atomprozent Titan (Stöckel et al., 1988).

Nickel-Titan-Legierungen existieren in zwei Kristallstrukturen, abhängig von Temperatur und mechanischer Spannung: der Austenitphase bei hohen Temperaturen und der Martensitphase bei niedrigen Temperaturen (Stöckel et al., 1988).

In der Austenitphase bilden die Atome eine kubisch-raumzentrierte Struktur, die für die hohe Festigkeit verantwortlich ist. Die Martensitphase entsteht durch Scherung des Austenitgitters bei Abkühlung oder mechanischer Belastung und weist ein Fischgrätenmuster auf, das durch sogenannte „Martensitzwillinge“ charakterisiert ist. Diese Zwillingsgrenzen ermöglichen eine Deformation der Legierung bereits bei geringen Spannungen, die jedoch meist reversibel ist und als Pseudoelastizität bezeichnet wird (Stöckel et al., 1988). Im Gegensatz zur plastischen Verformung konventioneller Metalle, bei denen Versetzungen zu irreversiblen Gitterdeformationen führen, erfolgt bei NiTi-Legierungen die Verformung durch Gitterumwandlungen, wobei Versetzungen nur unter extremen Bedingungen auftreten (Tautzenberger und Stöckel, 1986).

1.3 Reibung

Definiert wird die Reibung (engl.: friction) als ein durch die tangentielle Berührung zweier Gegenstände unter Bewegung entstehender Widerstand (Tipler und Mosca, 2015). Um zu verstehen, inwieweit die orthodontische Zahnbewegung durch diese physikalische Gesetzmäßigkeit beeinflusst wird, ist eine Kenntnis der Grundlagen von Haft- und Gleitreibung unabdingbar. Wenn ein Körper auf einem anderen Körper

gleitet, bezeichnet man die Kraft, die der Tendenz zur Bewegung entgegenwirkt, als Reibungskraft. Diese Reibungskraft ist stets parallel zu den sich berührenden Oberflächen ausgerichtet. In der modernen Kieferorthopädie wird die Gleitmechanik sowohl beim Schließen von Extraktionslücken als auch bei der Ausrichtung fehlstehender Zähne genutzt. Da die Zähne relativ zum Drahtbogen bewegt werden müssen, erfordert die durch die Zahnbewegung aufgebrauchte Kraft einen Teil des Energieaufwands zur Überwindung der systemeigenen Reibung.

Eine bloße Erhöhung der Kraft in einer kieferorthopädischen Apparatur wird jedoch die hohe Reibung zwischen Drahtbogen und Bracket nicht vermindern. Das bedeutet, dass eine Verdopplung der aufgebrauchten Kraft lediglich zu einer Verdopplung der Reibungskraft führt. Ferner kann eine übermäßige Reibung zwischen Drahtbogen und Bracket zu einem Verlust der Verankerung oder zum Phänomen des „Binding“ führen, was sich in einer stark verminderten oder gar fehlenden Zahnbewegung äußert (Husain und Kumar, 2011). Binding beschreibt eine Komponente der Kräfte, die der Zahnbewegung entgegenwirken. Durch eine zunehmende Angulation des Zahnes und somit des Brackets wird eine elastische Deformation des Drahtbogens erzeugt, die ab einem bestimmten Maße einen Klemmeffekt zur Folge hat und die Zahnbewegung behindert (Schwarz et al., 2007).

In Abhängigkeit davon, ob im Speziellen die Gleit- oder Haftreibung untersucht werden soll, ist zu berücksichtigen, dass der Reibungskoeffizient der Haftreibung etwa doppelt so groß ist, wie der der Gleitreibung. Die Kraft, die benötigt wird, um einen Körper in Bewegung zu versetzen, entspricht der Haftreibung. Die Gleitreibung stellt die Kraft dar, die benötigt wird, um die Bewegung zu unterhalten (Tipler und Mosca, 2015).

Die Reibung im Wechselspiel zwischen Bracket, Bogen und Ligatur lässt sich in drei Phasen einteilen. Veranschaulichen lässt sich dies durch die Betrachtung der Angulation eines fehlstehenden Zahnes. Bei geringer Angulation findet ein Gleiten statt, das allein durch den Reibungskoeffizienten und die aus der Ligatur resultierende Normalkraft, die den Draht in den Slot drückt, begrenzt wird. Diese Reibung gilt es zu verringern, um den Einsatz von niedrigeren Kräften zwecks schonender Zahnbewegung gewährleisten zu können. Wenn der Bracketslot und der Draht nun weiterhin zueinander abgewinkelt werden, kommt der Draht in Kontakt mit den Slot-Kanten, was zu einer elastischen Verformung führt und das „Binding“ zur "klassischen Reibung" hinzufügt. Dieser kritische Kontaktwinkel wird kontrolliert durch unterschiedliche Einflussfaktoren, wie z. B. Drahtdimension und –material, den

Bracketslot, die Bracketbreite und den Abstand zwischen den Brackets. Das „Binding“ nimmt mit zunehmendem Kontaktwinkel zu und schränkt das Gleiten ein, bis eine Kerbe entsteht, die das Gleiten unmöglich macht. Das Gleiten des Zahns auf dem Draht wird gestoppt, was als „Notching“-Effekt bezeichnet wird (Kopsahilis und Drescher, 2022).

1.4 Torque

In der klinischen Kieferorthopädie wird eine optimale bukkopalatinale Neigung sowohl der Seitenzähne als auch der Frontzähne als wesentlich angesehen, um eine ästhetische Lachlinie, eine korrekte okklusale Beziehung und anschließend eine dauerhafte Stabilität des kieferorthopädischen Ergebnisses zu erreichen (Katsikogianni et al., 2015). Abbildung 7 veranschaulicht den Wurzeltorque, welcher im Rahmen der kieferorthopädischen Therapie durchgeführt wird, um die nasiolabiale Neigung des Frontzahns und somit das Verhältnis seiner Wurzel zur vorderen Schädelbasis und der Oberkiefergrundebene zu verändern (Wichelhaus et al., 2021).

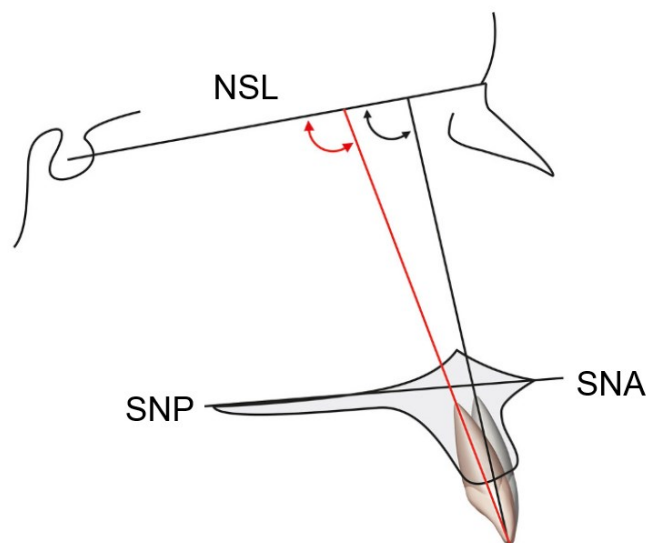


Abb. 7: Darstellung der Torqueveränderung der zentralen Oberkieferinzisiven zwischen prä- (schwarze Linie) und posttherapeutischem (rote Linie) Fernröntgenseitenbild zur vorderen Schädelbasis und der Oberkiefergrundebene; NSL = Nasion-Sella-Linie, SNA = Spina nasalis anterior, SNP = Spina nasalis posterior (modifiziert nach Wichelhaus et al., 2021).

Die körperliche Retraktion der Frontzähne und die gleichzeitige Anwendung eines Drehmoments sind häufig erforderlich, insbesondere im Rahmen einer Behandlung infolge einer Prämolarenextraktion. Für eine korrekte Achseneinstellung der

Frontzahnwurzeln muss das Drehmoment über kieferorthopädische Apparaturen auf die Zähne übertragen werden (Wichelhaus et al., 2021). Die Drehmomente sind abhängig von der aufgebrachten Kraft und liegen zwischen 15 und 20 Nmm, wie in der Literatur für alle vier oberen Schneidezähne empfohlen wird (Bantleon und Droschl, 1988). Teilweise werden aber auch Drehmomente von nur etwa 5 Nmm angegeben (Papageorgiou et al., 2015). Diese aus der Literatur ermittelten Werte sind Richtwerte und hängen von der Wurzelgeometrie der Zähne oder den biologischen Gegebenheiten beim einzelnen Patienten ab.

Bei biomechanisch unkontrollierten oder zu hohen Kräften und Drehmomenten steigt das Risiko von apikalen Wurzelresorptionen (Casa et al., 2001). Neben der Kraft- und Drehmomentgröße sind die Dauer der Kraft- und Drehmomentanwendung, die Kraftrichtung, die Behandlungsmechanik und der Behandlungszeitraum als Einflussgrößen in Bezug auf die Resorption zu beachten (Goel et al., 2014). Torque-Bewegungen des Apex bewirken eine lokale Druckkonzentration an der Wurzelspitze und können im Vergleich zu rein translatorischen Zahnbewegungen ein vierfaches Niveau erreichen (Wichelhaus und Sander, 1995).

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Behandlungsmechanik bei der Torquebewegung durch die Verwendung des neuartigen Bracketslots analysiert, da neben der Reibung auch das Torquedrehmoment durch die Geometrie des Bracketslots variiert werden kann. Auch die zusätzliche Komponente der Kraftdosierung durch geeignetes Einsetzen der Stopps sollte untersucht werden.

1.4.1 Torquedrehmoment

Das Drehmoment kann sowohl aus einer mechanischen als auch aus einer klinischen Perspektive definiert werden. Mechanisch betrachtet beschreibt es die Verdrehung einer Struktur um ihre Längsachse, was zu einer Torsion führt, die einen entsprechenden Winkel zur Folge hat. Es handelt sich hierbei um ein Moment, das durch Scherkraft hervorgerufen wird und eine Rotation induziert. Aus klinischer Sicht, insbesondere in der Kieferorthopädie, bezieht sich das Drehmoment auf die bukkopalatinale Neigung der Krone und der Wurzel eines Zahns und stellt eine kieferorthopädische Größe dar, die zur Quantifizierung der Rotation um eine x-Achse verwendet wird. Im Kontext der Interaktion zwischen kieferorthopädischem Bogen und

Bracket beschreibt das Drehmoment die Aktivierung, die durch die Verdrehung eines Bogens innerhalb des Bracketslots entsteht (Wagner und Nikolai, 1985).

Kieferorthopäden definieren das Drehmoment entlang des Zahnbogens so, dass die x-Achse der Kurve des Bogens folgt. In diesem Kontext stellt das Drehmoment eine Rotation dar, die senkrecht zur Längsachse des Zahns erfolgt (Archambault et al., 2010).

1.4.2 Torquespiel

Die Abmessung des Drahtbogens entspricht nie vollständig den Dimensionen des Bracketslots, weshalb eine gewisse Kontrolle zwischen dem Bracketslot und dem Draht fehlt. Dieser Abstand wird als „Spiel“ bezeichnet. Das Torquespiel beschreibt den Drehwinkel in Grad, um den ein rechteckiger oder quadratischer Draht gedreht werden muss, damit er in den Slot einrastet und ein biomechanisches Drehmoment erzeugt (Daratsianos et al., 2016). Das Spiel dritter Ordnung kann häufig bis zu 100 % der vorgesehenen bukkolingualen Zahnneigung betragen, wodurch eine effiziente Torquebewegung nicht mehr realisiert werden kann (Gioka und Eliades, 2004).

In einer Studie aus dem Jahr 2016 wurden die Auswirkungen verschiedener Drahtgrößen und -systeme auf das Torquespiel untersucht. Die Ergebnisse zeigten, dass Drähte, die den Slot fast vollständig ausfüllen, ein geringeres Torquespiel aufwiesen, während das Torquespiel mit abnehmendem Drahtdurchmesser zunahm (Daratsianos et al., 2016). Interessanterweise konnte bereits eine Drehmomentübertragung erfolgen, bevor der Draht eine Verkantung im Slot aufwies (Daratsianos, 2010). Man führte diese Beobachtungen auf mehrere Faktoren zurück, darunter Unregelmäßigkeiten im Herstellungsprozess, die Kantenabschrägung der Brackets oder Drähte sowie die Wirkung der Ligatur.

Es ist jedoch wichtig, zwischen dem allgemeinen Torquespiel und dem effektiven Torquespiel zu unterscheiden. Das effektive Torquespiel beschreibt den Winkel, der erforderlich ist, um klinisch relevante Drehmomente zu erzeugen. Verschiedene Autoren haben unterschiedliche Schwellenwerte für das notwendige Drehmoment angegeben. Fizzel und Jabarak (1972) betrachteten ein Mindestdrehmoment von 0,5 Ncm (entsprechend 5 Nmm) als ausreichend, um eine Torquebewegung an einem oberen mittleren Frontzahn auszulösen. Andere Studien, wie die von Bantleon und Droschl (1988) und Burstone (1966), gaben höhere Drehmomentwerte von 10 bis 20 Nmm an. In ihrer

Untersuchung verwendeten Daratsianos et al. (2016) Drehmomentwerte von 2 Nmm, 5 Nmm und 10 Nmm, um das effektive Torquespiel zu analysieren. Ähnlich setzten auch Migliorati et al. (2019) einen Drehmomentwert von 5 Nmm an.

1.5 Fragestellung und Ziele

Die kieferorthopädische Therapie mittels Multibandapparat stellt den Behandler vor zahlreiche Herausforderungen. So stellt die kontrollierte, körperliche Bewegung des Zahnes durch dosierte Kraftübermittlung das Ziel dar, wobei mit der dauerhaften Kraftübertragung die Gefahr von Zahnlockerung, Schmerzsensation, Wurzelresorption und Pulpareaktion einhergeht.

Ziel dieser Arbeit war, die Verwendung des neuartigen Bracketslots als Möglichkeit der Variierung der Kraftübertragung zu untersuchen. Im Zuge dessen sollten folgende Fragestellungen mit Blick auf die biomechanische Wirkung des neu entwickelten Bracketsystems analysiert und bewertet werden:

- Lässt sich durch den Einsatz des P-Brackets eine Reduktion der Reibung als Differenzgröße zwischen applizierter und wirkender Kraft im Vergleich zu einem konventionellen Bracketdesign nachweisen?
- Welche Unterschiede in der Reibungs- und Torqueentwicklung ergeben sich bei Verwendung von:
 - o Standard- versus P-Bracket,
 - o Single- versus Twin-Konfiguration,
 - o innerem versus äußerem Slotanteil des P-Brackets?
- Welche biomechanischen Limitationen bestehen bei der Anwendung des ovalen Slots im Hinblick auf die Generierung von Torquebewegungen (Bewegungen dritter Ordnung), insbesondere in Bezug auf den fehlenden Hebeleffekt durch Slotkipfung?
- Ist das gezielte Einbringen eines mechanischen Stopps zur Aktivierung des schmalen Slotanteils im Rahmen von Torquebewegungen biomechanisch sinnvoll und klinisch praktikabel?
- Welche Unterschiede in Reibungs- und Torquewerten zeigen sich bei Kombination der untersuchten Bracketsysteme mit unterschiedlichen Bogenmaterialien (Edelstahl und Nickel-Titan) in runder bzw. rechteckiger Ausführung?

2. Material und Methoden

Das folgende Kapitel befasst sich mit der Auswahl der Brackets und Bögen sowie der Erläuterung des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (OMSS). Letzteres wurde zur experimentellen Simulation von Zahnbewegungen und zur Messung der dabei entstehenden Kraftsysteme eingesetzt.

2.1 Untersuchte Brackets

Bei dem zu untersuchenden, neuartigen Bracket handelt es sich um das Panagiotidis-Bracket (kurz: P-Bracket) mit einem ovalen und einem parallelwandigen Slotanteil. Als Vergleichsbracket dienten ein Standard-Singlebracket sowie in der Twin-Ausführung das Discovery®-Bracket der Firma Dentaureum. Diese drei Brackettypen werden im Folgenden vorgestellt.

2.1.1 Panagiotidis-Bracket

Im Vergleich zu dem konventionellen Bracket mit einem parallelwandigen, rechteckigen Slot, welches in der kieferorthopädischen Therapie mittels Multibandapparatur Verwendung findet, wurde hier ein neuartiges Bracket mit einem außen parallelwandigen und einem innenliegenden, ovalen Slotanteil untersucht (Abb. 1). Abbildung 8 und 9 zeigen die Innenmaße von P-Bracket und Standardbracket. Es wird deutlich, dass der parallelwandige Slotanteil des P-Brackets vergleichbar ist mit dem Slot der Standardvariante. Die Einligierung des Drahtbogens im ovalen Slotanteil sollte eine Reduktion der Reibung zwischen Slotboden und Drahtbogen bewirken und den Spielwinkel des Drahtbogens im Slot vergrößern, um die eingesetzte Kraft so minimieren und die potenzielle Schädigung des Zahnhalteapparates reduzieren zu können.

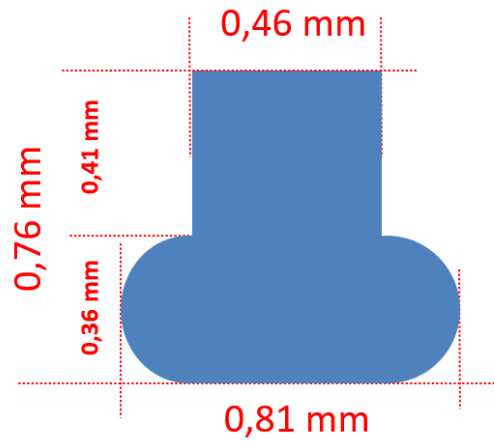


Abb. 8: Innenmaße des neuartigen Brackets (modifiziert nach einer Abbildung von Dr. Panagiotidis).

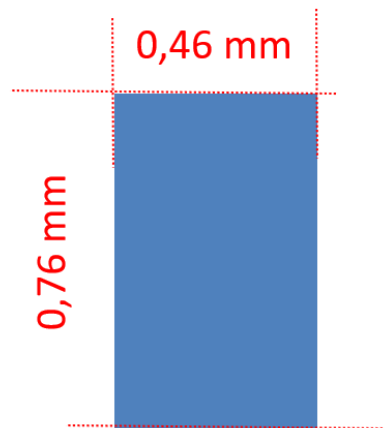


Abb.9: Innenmaße eines Standard-Edgewise-Brackets (modifiziert nach einer Abbildung von Dr. Panagiotidis).

Zusätzliche Abstufungen des Winkels sowie daraus resultierend der Kraftwirkung sind durch die Verwendung von Single- beziehungsweise Twinbrackets möglich. Das Twinbracket weist bei gleicher Verwendung einen signifikant kleineren Spielwinkel auf als das Singlebracket der gleichen Bauart (Abb. 10).

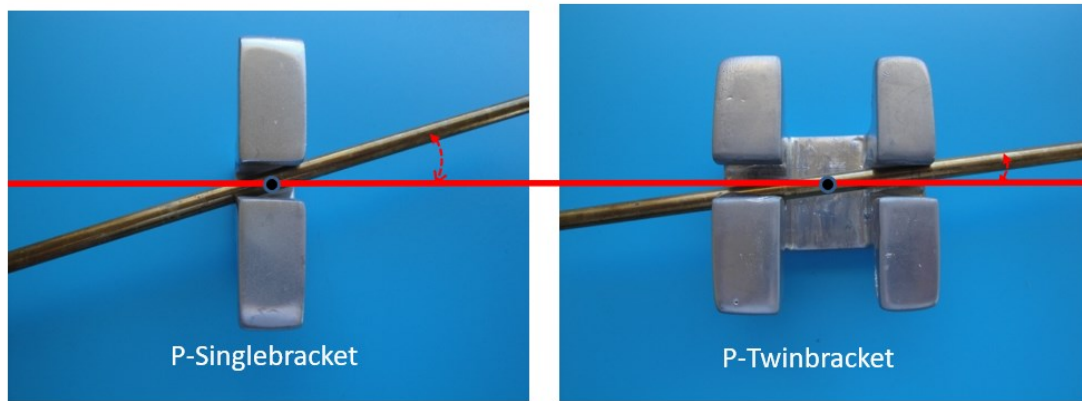


Abb. 10: Veranschaulichung des unterschiedlichen Spielwinkels bei Single- und Twinbracket (zur Verfügung gestellt von Dr. Panagiotidis).

Durch eine Abdichtung beziehungsweise Sperrung des inneren Slotanteils mithilfe von Draht- oder Gummimaterialien wurde eine gezielte Dosierung der Kraft an einzelnen Zähnen beziehungsweise Zahngruppen ermöglicht (Abb. 2). So können sogenannte „Stopps“ gezielt eingebracht werden, um eine Führung des Bogens ausschließlich im äußeren, schmalen Slotanteil zu gewährleisten (Abb. 11).

Es wurde bei der Messung des P-Brackets variiert zwischen einem vollständigen Verzicht auf Stopps, sodass der Bogen an allen Zähnen im ovalen Slotanteil wirkt, einer Verwendung von Stopps in allen Brackets, sodass die Slotkonfiguration mit der des Standardbrackets vergleichbar ist, sowie einer Verwendung von Stopps ausschließlich an den gerade stehenden Zähnen, sodass der Bogen nur an dem fehlstehenden Zahn im breiteren, inneren Slot wirkt. Ziel der Verwendung des ovalen Slots am fehlstehenden Zahn ist eine Minimierung der Reibung und infolgedessen eine Verringerung der einwirkenden Kraft. Das Einsetzen von Stopps ausschließlich an den gerade stehenden Zähnen sollte also eine reduzierte Krafteinwirkung an dem fehlstehenden Zahn bewirken, an dessen Bracket der Bogen im inneren, ovalen Slotanteil wirkte.

Demzufolge wurde durch einen Einsatz von Stopps an allen Zähnen des Simulationsmodells eine höhere Krafteinwirkung am fehlstehenden Zahn erwartet, da auch an diesem Zahn der parallelwandige Slotanteil zum Einsatz kommt. Im dritten Modell wurde ohne Stopps gemessen, sodass der Bogen an allen Zähnen im ovalen Slotanteil wirkte. Hier wurde also dementsprechend die geringste Reibung und somit auch die niedrigste Krafteinwirkung am fehlstehenden Zahn erwartet.

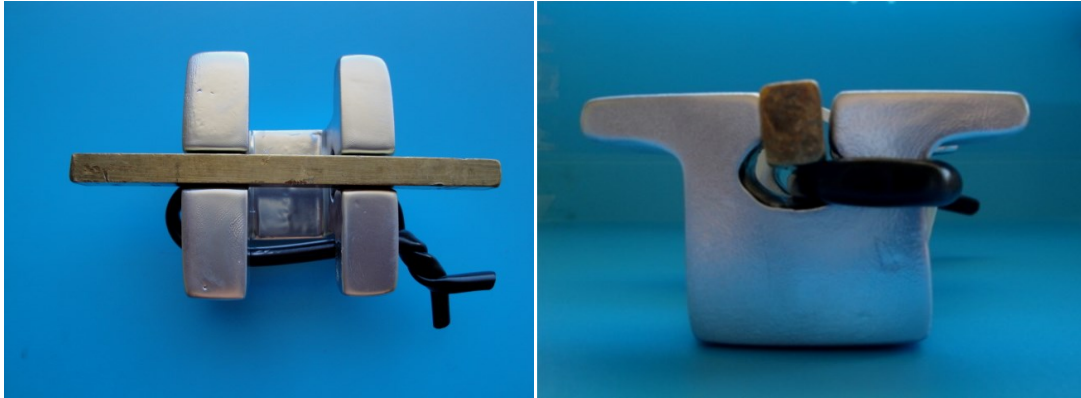


Abb. 11: Darstellung von Ligaturendraht als Stopp und darüberliegendem Bogendraht im Panagiotidis-Bracket (zur Verfügung gestellt von Dr. Panagiotidis).

Als Stopp diente ein runder Edelstahl-Drahtbogen mit einem Durchmesser von 0,25 mm, für diese Arbeit wurde eine Remanium® Kobayashi Ligatur verwendet. Die Prototypen des neuartigen Brackets sind durch Fräsen aus Titan Grad 5 hergestellt worden.

2.1.2 Discovery-Bracket

Als Vergleichsobjekt für die Messungen der Twin-Ausführung des neuartigen P-Brackets diente das Dentaureum Discovery®-Twinbracket mit einer Slotgröße von 0,56 x 0,76 mm², einem Torque von 0° und einer Angulation von 0°. Das Dentaureum Discovery®-Bracket ist ein konventionelles Bracket, das auf die Verwendung der Straight-Wire-Technik ausgelegt ist (Abb.12). Die Brackets sind aus medizinischem Edelstahl in einem Stück gefertigt, in einem Prozess, welcher als Metal Injection Molding bezeichnet wird, kurz MIM-Verfahren.

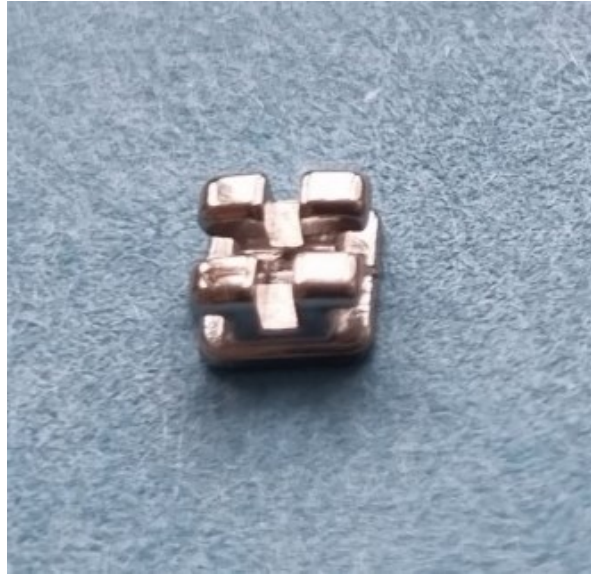


Abb. 12: Dentaureum Discovery®-Bracket (eigene Aufnahme).

2.1.3 Standard Edgewise-Single-Bracket

Als Vergleichsobjekt für die Messungen der Single-Ausführung des neuartigen P-Brackets wurden Standard Edgewise-Single-Brackets verwendet, welche extra für die Anfertigung der Dissertation ebenfalls mittels Fräsung aus Titan Grad 5 durch die Firma Dentaureum (Ispringen) hergestellt wurden (Abb. 13). Die Slotgröße beträgt $0,46 \times 0,76 \text{ mm}^2$. Die Vorgehensweise wurde gewählt, da von dem Discovery®-Bracket keine Singlebrackets existieren. Ein anderes Fabrikat hätte zudem gegebenenfalls eine andere Bracketbreite aufgewiesen. So konnte sichergestellt werden, dass dieses Standard-Bracket und das Single-P-Bracket identische Breiten aufwiesen.

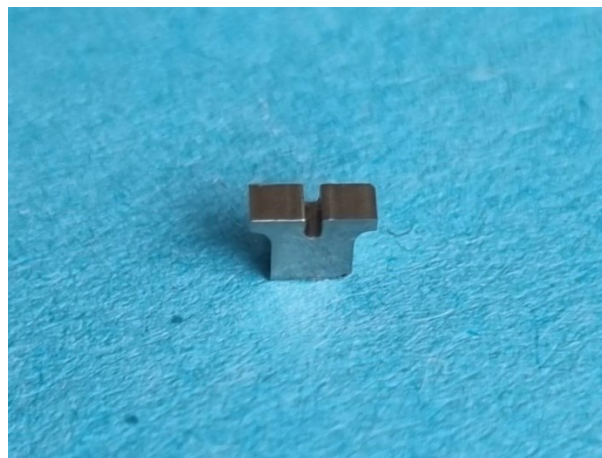


Abb. 13: Untersuchtes Standard-Single-Bracket. Es handelt sich um ein speziell für die Untersuchung zu Vergleichszwecken hergestelltes Bracket (eigene Aufnahme).

2.1.4 Ligatur

Da es sich bei allen verwendeten Brackets um konventionelle, nicht selbstligierende Systeme handelte, wurde für sämtliche Messvorgänge eine Stahlligatur verwendet (Abb. 14). Es kamen weiche, vorgeformte Stahlligaturen Remanium® der Firma Dentauro zum Einsatz, deren Durchmesser 0,25 mm beträgt. Nach dem Ligieren wurde die Ligatur am fehlstehenden Zahn stets um etwa 90° bis 180° gelockert. Dieser Applikationsmechanismus wurde bereits 1990 für Stahlligaturen empfohlen, um eine zu hohe Reibung, die die Zahnbewegung negativ beeinflussen könnte, zu vermeiden (Schumacher et al., 1990).



Abb. 14: Verwendete Stahlligatur Remanium® der Firma Dentauro (modifiziert nach Szczupakowski, 2015).

2.2 Untersuchte Drahtbögen

Es wurden mehrere unterschiedliche Drahtbögen verwendet, um die Reibungskräfte und die Drehmoment-Effizienz der oben genannten Bracket-Systeme zu untersuchen. Diese Bögen werden im Wesentlichen anhand ihres Materials und ihrer Dimension beziehungsweise ihres entweder runden oder rechteckigen Querschnitts unterschieden. Für die Reibungsmessungen kamen ausschließlich Edelstahlbögen zum Einsatz, nämlich zwei runde Varianten mit Durchmessern von 0.016" (0,40 mm) und 0.018" (0,46 mm) sowie ein rechteckiger Bogen mit dem Querschnitt 0.016" x 0.022" (0,40 x 0,56 mm²). Bei der Torquemessung wurde ein Bogen aus Nickel-Titan verwendet, welcher den Querschnitt 0.016" x 0.016" (0,40 x 0,40 mm²) aufweist,

ansonsten handelt es sich ausschließlich um Stahlbögen mit rechteckiger Konfiguration.

In der Tabelle 1 sind alle Bögen aufgeführt, die bei den durchgeführten Messungen verwendet wurden.

Tab. 1: Übersicht aller Drahtbögen für die Reibungs- und Torquemessung.

Bogen	Material	Durchmesser	Hersteller	Messung
Remanium®	Edelstahl	0.016“ rund	Dentaurum	Reibung
Remanium®	Edelstahl	0.018“ rund	Dentaurum	Reibung
Remanium®	Edelstahl	0.016“ x 0.022“ rechteckig	Dentaurum	Reibung und Torque
Remanium®	Edelstahl	0.016“ x 0.016“ rechteckig	Dentaurum	Torque
Remanium®	Edelstahl	0.017“ x 0.025“ rechteckig	Dentaurum	Torque
Neo Sentalloy® GAC PAK	Nickel-Titan	0.016“ x 0.016“ rechteckig	Dentsply Sirona	Torque

2.3 Orthodontisches Mess- und Simulations-System (OMSS)

Alle Messungen wurden mithilfe des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (OMSS) durchgeführt (Abb. 16). Die Funktionsweise dieses Systems wurde bereits in vielen Veröffentlichungen beschrieben (Bourauel et al., 1992; Schumacher et al., 1992). Das OMSS basiert auf dem Zweizahnmodell, das von Burstone und Koenig (1974) eingeführt wurde. Es besteht aus zwei Messtischen, die jeweils durch einen rechnergesteuerten, motorbetriebenen Verstelltisch unabhängig voneinander in allen sechs Freiheitsgraden im Raum bewegt werden können. Jeder Messtisch ist mit einem Drehmoment/Kraft-Sensor ausgestattet, der die angreifenden Kräfte und Drehmomente in allen drei Achsen (x, y, z) simultan erfasst (Abb. 15). Die erfassten Kräfte und Drehmomente werden von einem mathematischen Modell verarbeitet, das in der Lage ist, eine resultierende Zahnbewegung zu berechnen. Diese Bewegung wird in 200 kleine Teilschritte unterteilt, die vom Positioniertisch nacheinander ausgeführt werden. Die Anzahl der Schritte kann dabei individuell als Grenzwert eingestellt werden. Nach jeder Positionsänderung erfolgt eine erneute Messung des Kraftsystems, wobei die 200 Simulationsschritte pro Messung konstant wiederholt werden.

Der gesamte mechanische Aufbau, der aus den beiden Positioniertischen und den darauf angebrachten Sensoren besteht, wurde in einen Temperaturprüfschrank integriert. Dies ermöglicht es, auch Behandlungselemente mit temperaturabhängigen Eigenschaften, wie etwa Nickel-Titan-Drähte, unter kontrollierten Bedingungen zu untersuchen (Fansa, 2009).

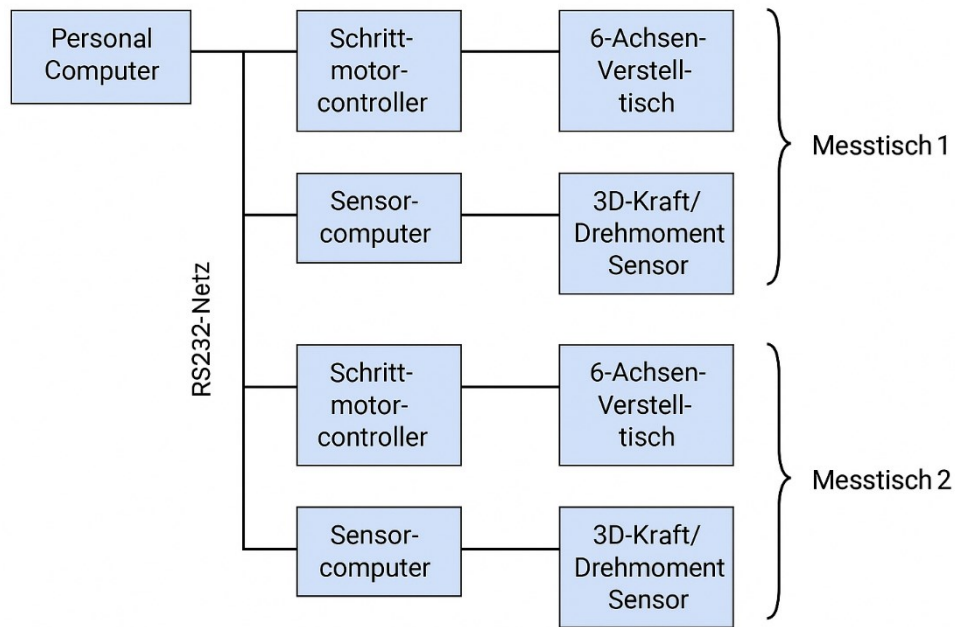


Abb. 15: Schematischer Aufbau des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (modifiziert nach Bourauel et al., 1992).

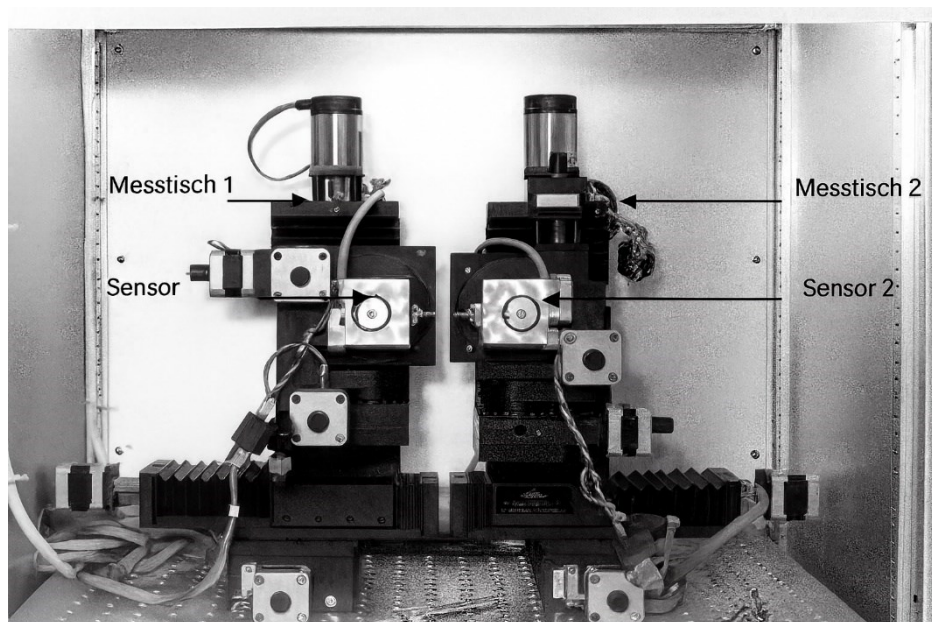


Abb. 16: Das Orthodontische Mess- und Simulations-System im Versuchsaufbau (modifiziert nach Fansa, 2009).

2.4 Versuchsaufbau Reibungsmessung

Die Reibungsuntersuchungen wurden durch simulierte Zahnbewegungen unter Einsatz des OMSS durchgeführt. Für die Reibungsmessungen wurde zur Simulation der Zahnbewegung nur ein Verstelltisch verwendet. Dabei wurde das Bracket mithilfe eines Adapters und Schrauben an einem Ausleger des Sensors fixiert, wobei es den zu bewegend Zahn repräsentiert. Für die Simulation der Bewegung an Zahn 11 wurde ein Duplikat eines Oberkiefer-Frasaco-Modells (Frans Sachs frasaco GmbH, Tett nang) erstellt und so vorbereitet, dass der Zahn 11 aus dem Modell entfernt wurde. Somit konnte der am Sensor festschraubbare Ausleger die Position des Zahnes 11 einnehmen (Abb. 17). Alle anderen Zähne des Frasaco-Modells wurden mit den entsprechenden Brackets versehen. Nach ihrer Ausrichtung in eine klinisch ideale Position wurden die Brackets auf die Zähne geklebt. Am zweiten Messtisch wurde ausschließlich der Sensor verwendet, um die von einer NiTi-Zugfeder ausgeübte Kraft zu messen. Die Wahl der NiTi-Zugfeder als Kraftquelle gewährleistet eine nahezu konstante orthodontische Kraft über eine große Distalisationsstrecke.



Abb. 17: Versuchsaufbau für die Reibungsmessung, hier beispielhaft an Zahn 13 mit Speed-Appliance-Brackets und NiTi-Bogen (modifiziert nach Szczupakowski, 2015).

2.5 Versuchsaufbau Torquemessung

Bei der Torquemessung wurden die gleichen Modelle (Duplikate des Frasaco-Oberkiefermodells) wie bei der Reibungsmessung verwendet und es wurde eine Torquebewegung des Zahnes 11 um plus und minus 20° simuliert. Hierzu wurde das Bracket auf einen Adapter appliziert, welcher eine Rotation um die eigene Achse zulässt, ohne an das Modell anzustoßen (Abb. 18). Der Adapter wurde an einem Ausleger des Sensors befestigt und es wurden wiederum nur ein Messtisch und ein Sensor verwendet. Die Feinjustierung erfolgte über das Steuerprogramm am Computer in Kombination mit einer korrekten, in allen Ebenen symmetrischen Positionierung von Modell und Bracketadapter, sodass das zu Beginn jeder Messung wirkende Kraftsystem möglichst gegen Null ging.

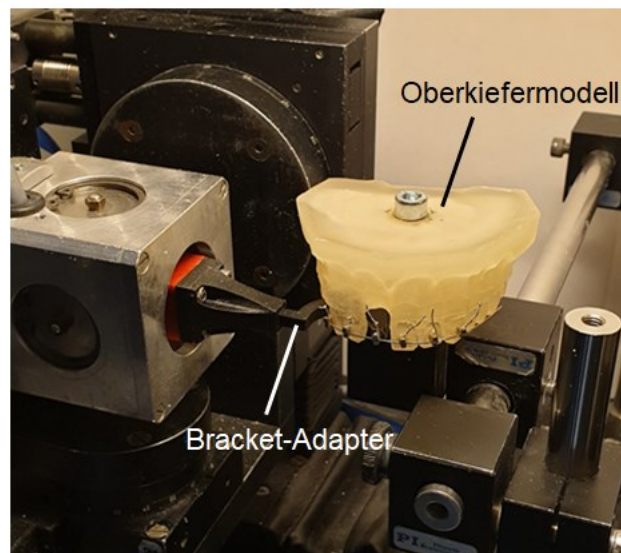


Abb. 18: Versuchsaufbau zur Torquemessung mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System (eigene Aufnahme).

Alle Messungen wurden am neuartigen Panagiotidis-Bracket in Single- und Twinausführung sowie an den Vergleichsbrackets in Single- und Twinausführung durchgeführt. Die Vergleichsbrackets waren hier in Singleausführung das eigens für diese Arbeit hergestellte Singlebracket (Abb. 13) und in Twinausführung das Dentaureum Discovery®-Bracket (Abb. 12). Im Rahmen der Versuchsreihe des Panagiotidis-Brackets wurden drei Modelle entwickelt, die dazu dienten, unterschiedliche Krafteinwirkungen auf den fehlstehenden Zahn zu erzielen. Das erste Modell verwendete Stopps, die ausschließlich an den gerade stehenden Zähnen angebracht waren. Dies sollte eine reduzierte Krafteinwirkung auf den fehlstehenden Zahn bewirken, bei dem der Bogen im inneren, ovalen Slotanteil des Brackets wirkt

(dies wird im Folgenden als "Stopp selektiv" bezeichnet). Das zweite Modell setzte Stopps an allen Zähnen des Simulationsmodells ein, was zu einer stärkeren Krafteinwirkung auf den fehlstehenden Zahn führen sollte, da auch an diesem Zahn der parallelwandige Slotanteil des Brackets genutzt wird. Im dritten Modell wurde ohne Stopps gearbeitet, sodass der Bogen an allen Zähnen im ovalen Slotanteil wirkte, wodurch eine Vergleichsmessung ohne jegliche Einschränkungen der Krafteinwirkung ermöglicht wird.

2.6 Versuchsdurchführung Reibungsmessung

Das zu untersuchende Bracket wurde zunächst mittig auf einem Ausleger beziehungsweise Brackethalter befestigt. Dieser Ausleger wurde dann am Sensor montiert. Der Bogen wurde in das vorbereitete Modell einligiert und dort mittels Drahtligaturen fixiert. Anschließend wurde das Modell so in das OMSS eingebaut, dass der Drehmoment- und Kraftsensor die auf das Bracket des Zahnes 11 einwirkenden Kräfte messen konnte. Beim Einsetzen des Brackethalters wurde dieser so positioniert, dass der Bogen ohne Spannung und kraftfrei in den Slot des Brackets passte. Das Bracket wurde ebenfalls mit einer Drahtligatur verschlossen, wobei eine spezielle Technik zur Einligierung angewendet wurde. Laut den Untersuchungen von Schumacher et al. (1990) sollte die Drahtligatur an den Stellen, an denen eine Zahnbewegung gewünscht war, gelöst oder „entschärft“ werden. Dort, wo eine Bewegung des Zahnes verhindert werden sollte, musste die Ligatur stärker angezogen werden. Dazu wurde die Ligatur am Bracket des zu bewegenden Zahnes um etwa 90 bis 180° zurückgedreht.

Der Brackethalter wurde gemäß den Literaturangaben von Pedersen et al. (1990) im OMSS so eingestellt, dass die Position seines Widerstandszentrums (WZ) auf den verschiedenen Achsen die folgenden Werte aufwies: $WZ_x = 9 \text{ mm}$, $WZ_y = 6 \text{ mm}$ und $WZ_z = 0 \text{ mm}$. Dabei entsprach die X-Achse der okkluso-apikalen Richtung, die Y-Achse der oro-vestibulären Richtung und die Z-Achse der mesio-distalen Richtung. In der bukkalen Ansicht befand sich das Widerstandszentrum des Zahnes 11 also 9 mm entfernt vom Bracket, während es in der okklusalen Ansicht einen Abstand von 6 mm zum Bracket hatte.

Während der Simulation wurden die Kräfte, die auf den simulierten Zahn wirken, mit zwei Sensoren erfasst. Zum einen wurde die angreifende Kraft am Bracket des Zahnes

gemessen, zum anderen die Kraft, die über eine NiTi-Zugfeder orthodontisch angewendet wird. Der Unterschied zwischen diesen beiden Kräften zeigt den durch Reibung verursachten Kraftverlust für die jeweilige Bracket/Drahtbogen-Kombination an. Dieser friktionsbedingte Kraftverlust wurde für jeden der 200 Simulationsschritte ermittelt (Abb. 19). Um mögliche Materialungenauigkeiten und Anwendungsfehler zu berücksichtigen, wurden für jede Bracket/Drahtbogen-Kombination fünf Einzelmessungen durchgeführt, wobei die Bögen und Ligaturen für jede Messung ausgetauscht wurden. Das zu untersuchende Bracket wurde jeweils neu auf dem Bracketadapter positioniert und adhäsiv befestigt. Im Anschluss erfolgte eine erneute Justierung des Messsystems, um reproduzierbare Messbedingungen sicherzustellen.

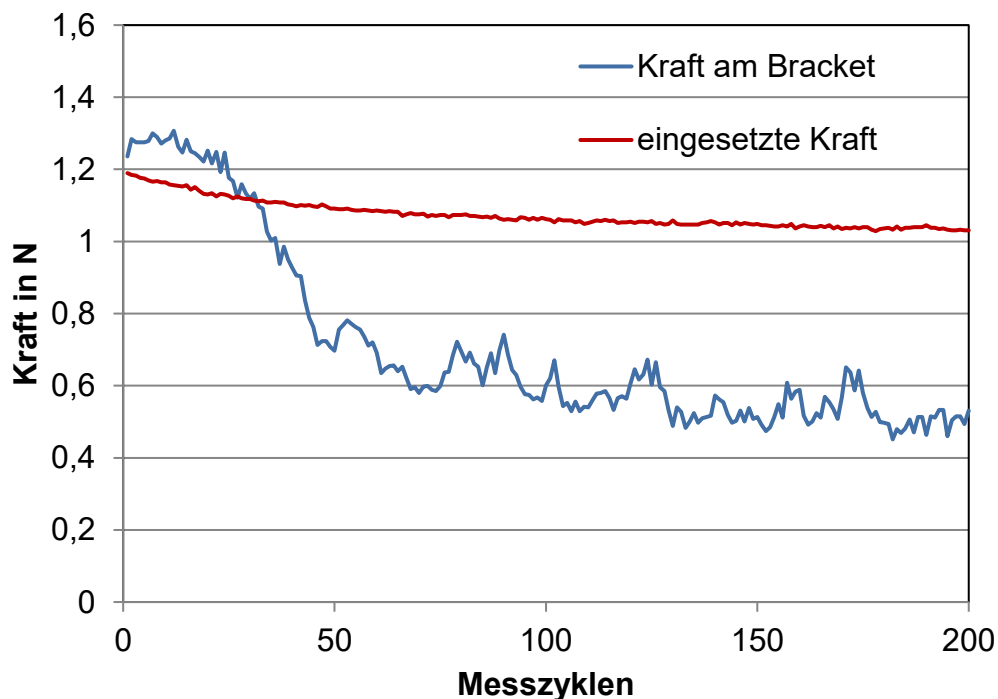


Abb. 19: Grafische Darstellung einer beispielhaften Reibungsmessung mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System.

2.7 Versuchsdurchführung Torquemessung

Nach der Positionierung des Modells und dem gebogenen Bracketadapter im OMSS wurde die Ligatur am simuliert fehlstehenden Zahn 11 nach dem gleichen Verfahren befestigt wie schon bei der Reibungsmessung. Nach der Feinjustierung, die darauf abzielte, dass das Kraftsystem zu Beginn jeder Messung möglichst gegen Null ging, wurde die Simulation gestartet. Hierbei wurden die Bewegungen wiederum in eine Vielzahl von kleinen Schritten aufgespalten und durch den Positioniertisch ausgeführt.

Jede Messung erfasste 200 Messzyklen. Im Rahmen der Messzyklen wurde der Bracketadapter um jeweils 20° in beide Richtungen rotiert, um die Torquebewegung des fehlstehenden Zahnes zu simulieren und das resultierende Torquedrehmoment zu erfassen. Wichtig war hierbei, dass der Bracketadapter frei drehen konnte, ohne an das Modell anzustoßen. Zu diesem Zweck wurde jedes Modell in der Region, in welcher der Adapter während der Messung rotierte, großzügig ausgespart.

Um Materialungenauigkeiten und mögliche Anwendungsfehler zu berücksichtigen, wurden wie schon bei der Reibungsmessung für jede Bracket/Drahtbogen-Kombination fünf Messungen durchgeführt. Dabei wurden für jede Messung sowohl die Bögen als auch die Ligaturen gewechselt und das zu untersuchende Bracket wurde neu auf dem Bracketadapter positioniert und befestigt. Abbildung 20 stellt eine beispielhafte Torquemessung aller vier Twinbracketvarianten an einem Drahtbogen mit dem OMSS dar.

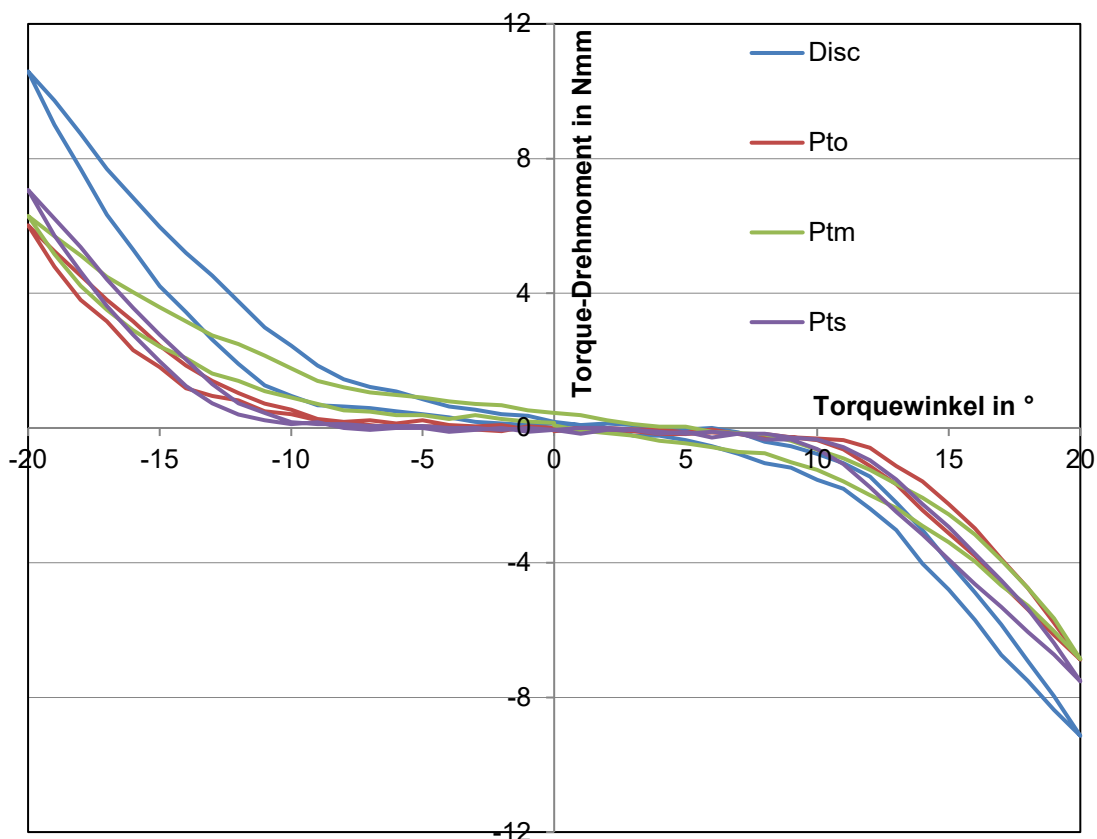


Abb. 20: Beispiele für Torquemessungen an verschiedenen Bracketvarianten an einem identischen Drahtbogen mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv.

2.8 Datenauswertung und Statistik

Mit dem OMSS wurden für jede Bracket/Drahtbogen-Kombination die Messwerte für Kräfte, Drehmomente und Rotationen in allen drei Raumrichtungen (X-, Y- und Z-Achse) erfasst und dargestellt. Die Auswertung dieser Daten, einschließlich der Berechnung der Reibungskräfte, Torquedrehmomente und des Torquespiels, erfolgte anschließend mithilfe des Tabellenkalkulationsprogramms Excel.

2.8.1 Reibung

Zunächst wurden die Mittelwerte der Kraft am Bracket sowie der eingesetzten Kraft für die jeweils 5 Messungen je Bracket/Bogen-Kombination errechnet. Anschließend wurde aus diesen Mittelwerten die Kraft am Bracket gegen die eingesetzte Kraft aufgetragen, um die Differenz und somit den Kraftverlust durch Reibung grafisch darzustellen (Abb. 19). Der friktionsbedingte Kraftverlust wurde ermittelt, indem die Differenz zwischen der durch das OMSS bestimmten eingesetzten Kraft (F_2) und der am Zahn wirkenden Kraft (F_1) berechnet wurde. Dieser Wert, der den Kraftverlust durch Reibung widerspiegelt, wurde als Prozentsatz dargestellt und mit folgender Formel 1 berechnet:

$$\text{Reibungsverlust [in \% von } F_2] = [(F_2 - F_1) / F_2] \times 100 \%. \quad (1)$$

Die Reibungsverluste wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel ermittelt, indem die entsprechende Formel automatisiert auf alle 200 Simulationsschritte pro Messung angewendet wurde. Es wurden jedoch manuell alle Werte herausgefiltert, bei denen zu Beginn der Messung keine signifikante Reibung auftrat, da zu diesem Zeitpunkt noch keine nennenswerte Anlagerung des Bogens an das Bracket oder die Ligatur erfolgte. Diese Werte wurden aus den weiteren Berechnungen ausgeschlossen.

Anschließend wurden die Reibungsmittelwerte aller 5 Messvorgänge je Bracket/Bogen-Kombination bestimmt und auch die Standardabweichung sowie das Gewicht für diese Mittelwerte errechnet. Diese Werte dienen zur Bestimmung des gewichteten Mittelwertes. Beim gewichteten Mittelwert wird jedes Element mit einem Gewicht multipliziert, das seine relative Bedeutung oder Wichtigkeit darstellt. Die so

berechneten Werte werden anschließend addiert und das Gesamtergebnis durch die Summe der Gewichte geteilt (siehe Formel 2):

$$W = \frac{\sum_{i=1}^n \omega_i X_i}{\sum_{i=1}^n \omega_i}, \quad (2)$$

wobei W = gewichtetes Mittel, n = Zahl der zu mittelnden Terme, ω_i = angewendete Gewichte und X_i = zu mittelnde Datenwerte sind. Der gewichtete Mittelwert sowie der Fehler des gewichteten Mittelwertes wurden für alle Bracket/Bogen-Kombinationen bestimmt und zur visuellen Vergleichbarkeit in einem Säulendiagramm grafisch dargestellt.

2.8.2 Torque

Bei der Torquemessung wurden zunächst alle 5 Messungen je Bracket/Bogen-Kombination gemittelt und es wurde das Torquedrehmoment gegen den Torquewinkel aufgetragen (Abb. 21). Der Hin- und Rückweg wurde anschließend gemittelt, sodass anhand dieses Graphen das Torquespiel abgelesen werden konnte, in diesem Falle beträgt es $\pm 5^\circ$ (Abb. 22). Anhand der Standardabweichung an dieser Stelle wurde grafisch der Fehler für jedes Torquespiel ermittelt.

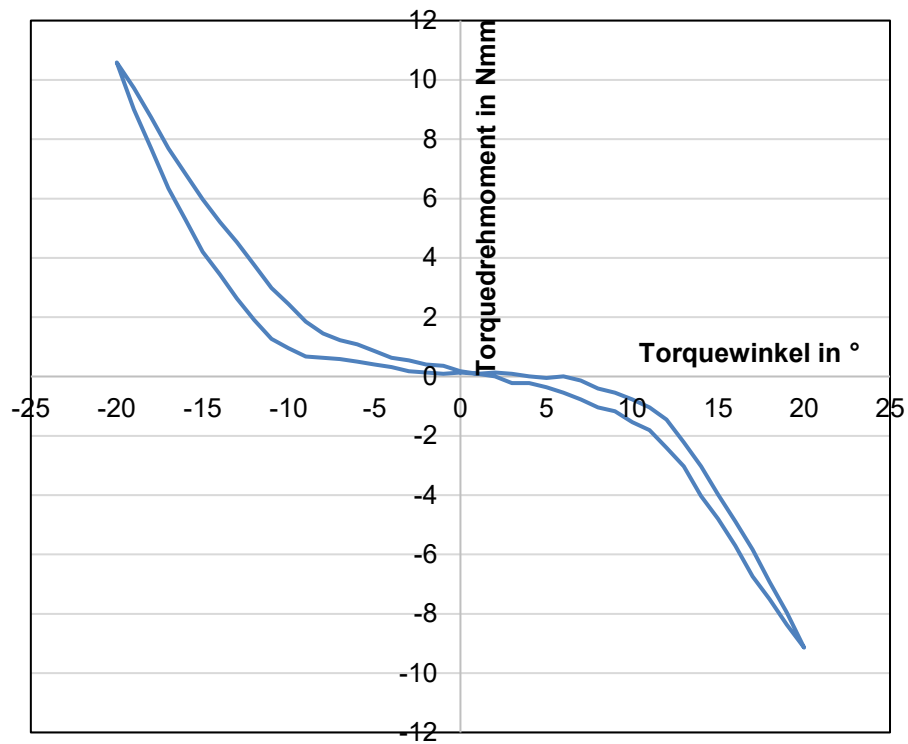


Abb. 21: Grafische Darstellung der Torquemessung einer Bracket/Bogen-Kombination.

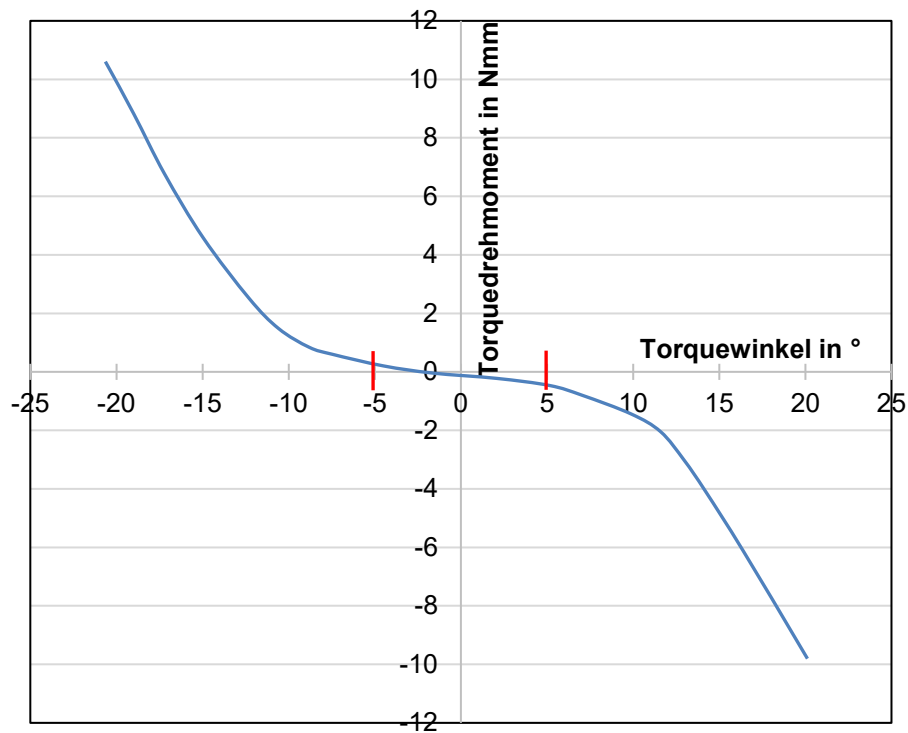


Abb. 22: Grafische Darstellung des gemittelten Hin- und Rückweges einer Torquemessung mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System, anhand derer das Torquespiel abgelesen werden kann (rote Linien).

Nicht alle Messungen ließen eine so eindeutige Bestimmung des Torquespiels zu, da einige Kurven von Anfang an einen Drehmomentanstieg aufwiesen (Abb. 23). Daher wurde in diesen Fällen ein klinisch effektives Drehmoment von 5 Nmm zugrunde gelegt (Harzer et al., 2004) und das Torquespiel als der Winkel definiert, der benötigt wird, um das klinisch effektive Drehmoment von 5 Nmm zu erreichen.

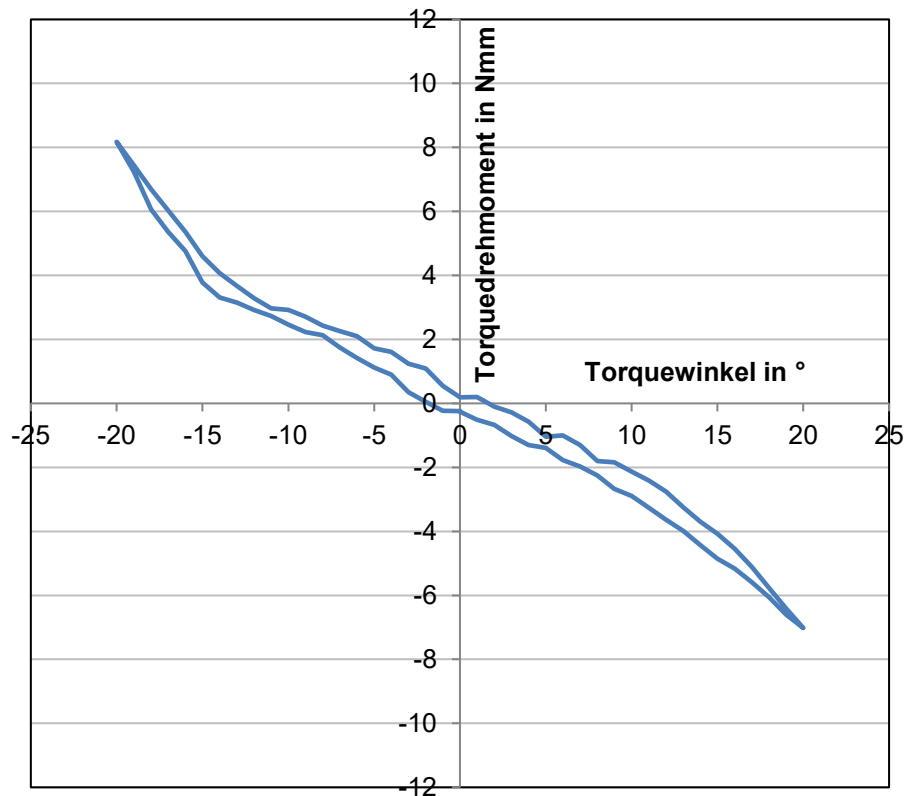


Abb. 23: Torquemessung Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp am Edelstahlbogen Remanium® 0.016" x 0.016".

Das Torquespiel einer jeden Bracket/Bogen-Kombination wurde nun im Vergleich zu den anderen Kombinationen von jeweils Single- oder Twinbracketausführung in Form eines Säulendiagramms dargestellt.

Anschließend wurde das maximale Torquedrehmoment sowohl in positiver als auch in negativer Richtung für alle 5 Messungen je Bracket/Bogen-Kombination ermittelt und es wurde wiederum ein Mittelwert dieser 10 Werte bestimmt. Zudem wurde die Standardabweichung für diesen Mittelwert errechnet. Das maximale Torquedrehmoment wurde grafisch in Form eines Säulendiagrammes im Vergleich zu den anderen Bracket/Bogen-Kombinationen dargestellt.

2.8.3 Statistik

Zur Beurteilung der statistischen Signifikanz wurde zunächst geprüft, ob die jeweiligen Messwerte annähernd normalverteilt sind. Diese Prüfung stellte eine wesentliche Voraussetzung für die Anwendung parametrischer Testverfahren dar. Zur Überprüfung der Normalverteilung kam der Chi-Quadrat-Anpassungstest zum Einsatz. Dabei wurde die empirisch ermittelte Häufigkeitsverteilung der Messwerte mit einer theoretischen Normalverteilung verglichen. Der Test berechnet aus der Summe der quadrierten Abweichungen zwischen beobachteten und erwarteten Häufigkeiten eine Prüfgröße, die anschließend mit einem tabellierten kritischen Wert abgeglichen wird. Eine signifikante Abweichung ($p < 0,05$) deutet dabei auf eine Verletzung der Normalverteilungsannahme hin.

Da für die Datensätze die Annahme der Normalverteilung beibehalten werden konnte, wurden zur Analyse der Gruppenunterschiede t-Tests durchgeführt. Ziel war es, festzustellen, ob sich die Mittelwerte der Reibungs- bzw. Torque-Messwerte zwischen den einzelnen Gruppen signifikant unterschieden.

Der t-Test basiert auf der Differenz der Mittelwerte zweier unabhängiger Gruppen unter Berücksichtigung der jeweiligen Standardabweichungen. Die Berechnung der Prüfgröße erfolgt über den Vergleich der Mittelwertsdifferenz zur Streuung der Daten.

Ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ wurde als Schwelle für statistisch bedeutsame Unterschiede definiert. Die Resultate der durchgeführten Signifikanzanalysen wurden tabellarisch dargestellt und unmittelbar im Anschluss an die jeweiligen Diagramme angeordnet, um die Interpretation der Ergebnisse zu erleichtern und die methodische Transparenz zu gewährleisten.

Die statistische Signifikanz der Ergebnisse zum Torquespiel wurde mit Hilfe von Konfidenzintervallen berechnet. Hierzu wurde ein Excel-Programm geschrieben (Programmautor: Dr. rer. nat. Ludger Keilig, Oralmedizinische Technologie), mit dem für jede Messreihe die Konfidenzintervalle bei einem Alpha von 5 % ermittelt wurden. Für die durchzuführenden Vergleiche wurden die oberen und unteren Grenzen betrachtet und bei Nicht-Überlappung entsprechend ein signifikantes Ergebnis festgestellt, im anderen Falle die Signifikanz verworfen.

3. Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse sowohl von Reibungs- als auch Torquemessungen vorgestellt und miteinander verglichen. Kapitel 3.1 behandelt die Reibungsmessungen, wobei in 3.1.1 zunächst die Ergebnisse der Messungen von eingesetzter und orthodontisch wirksamer Kraft je Bracket/Bogen-Kombination grafisch dargestellt werden, in 3.1.2 wird der Kraftverlust durch Reibung in Prozent aller Bracket/Bogen-Kombinationen mittels eines Säulendiagramms anschaulich und vergleichbar dargestellt.

Kapitel 3.2 widmet sich den Torquemessungen. Hier finden sich zunächst in 3.2.1 die Auswertungen zum maximalen Torquedrehmoment wieder, wobei erneut in Form eines Säulendiagramms alle Bracketvarianten je Drahtbogen verglichen werden. Kapitel 3.2.2 veranschaulicht das Torquespiel der jeweiligen Bracketvarianten je Drahtbogen ebenfalls in Form von Säulendiagrammen.

3.1 Reibungsmessungen

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Reibungsmessungen vorgestellt, aufgeteilt in die grafische Darstellung der Messergebnisse jeder einzelnen Bracket-Bogen-Kombination, wobei hier der Kraftverlust durch Reibung visualisiert wird, und der anhand dieser Ergebnisse ausgewertete Reibungsverlust in Prozent.

3.1.1 Kraftverlust durch Reibung je Drahtbogen

Im Folgenden sind die Ergebnisse der Reibungsmessungen mit dem Remanium®-Edelstahlbogen mit rechteckigem Querschnitt der Maße 0.016" x 0.022" (0,41 mm x 0,56 mm) grafisch dargestellt (Abb. 24). Zu Beginn der Messung bis zu dem Punkt, wo die Kraft am Bracket die eingesetzte Kraft kreuzt, findet keine nennenswerte Anlagerung des Bogens an das Bracket beziehungsweise an die Ligatur statt, weshalb für die Bestimmung des Kraftverlustes durch Reibung diese Werte manuell herausgefiltert werden müssen. Die anfangs größere Kraft am Bracket im Vergleich zur eingesetzten Kraft ist auf systeminterne Kräfte sowie auf das Setzverhalten des Bogens zurückzuführen. Man sieht hier sehr gut, dass der Kraftverlust durch Reibung zunächst linear stark zunimmt und dann nach etwa 50 Messzyklen ein konstantes

Niveau beibehält. Dies ist als der Punkt zu verstehen, an welchem die Haftreibung des Systems Bracket-Bogen-Ligatur überwunden wird und ab welchem im kieferorthopädischen Sinne eine effiziente Bewegung des Zahnes beginnen würde.

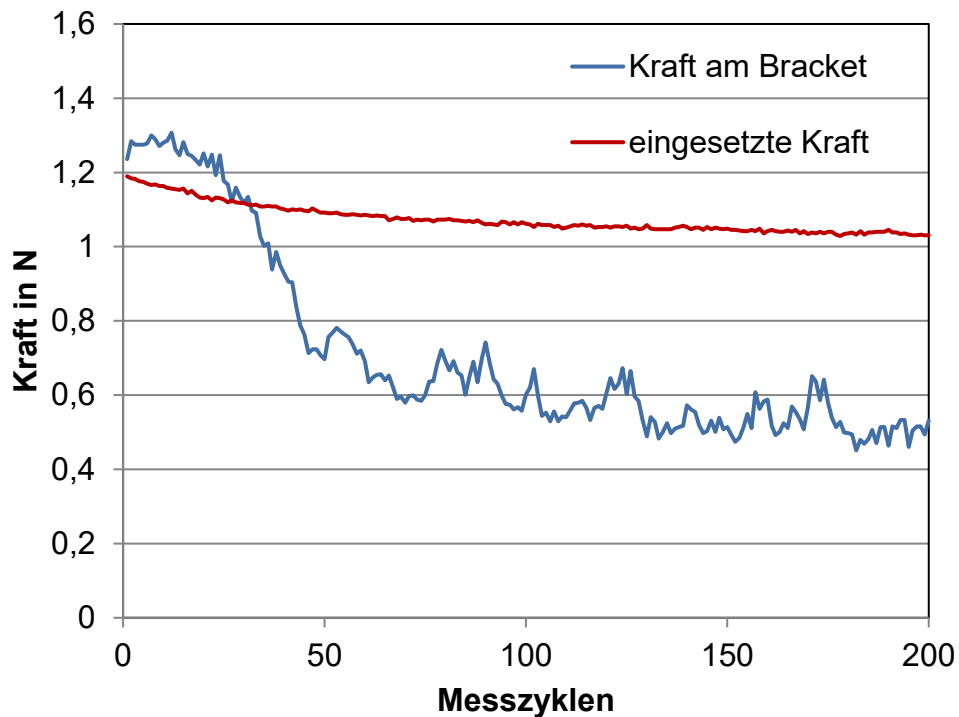


Abb. 24: Reibungsmessung des Discovery®-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.016" x 0.022".

Bei der Reibungsmessung am Remanium®-Edelstahlbogen mit rundem Querschnitt mit dem Durchmesser 0.016" (0,41 mm, Abb. 25) wird deutlich, dass die Kraft am Bracket konstant auf dem gleichen Niveau verbleibt wie die eingesetzte Kraft. Hier geht also kaum Kraft durch die Überwindung der systemeigenen Haftreibung verloren, der Kraftverlust durch Reibung ist äußerst gering. Allerdings kann am runden Bogen entsprechend auch wenig Kraft, welche zur Zahnbewegung notwendig ist, erzeugt werden. Zudem kann hier das Kraftniveau nicht gehalten werden, die wirkenden Kräfte nehmen von Beginn an linear ab.

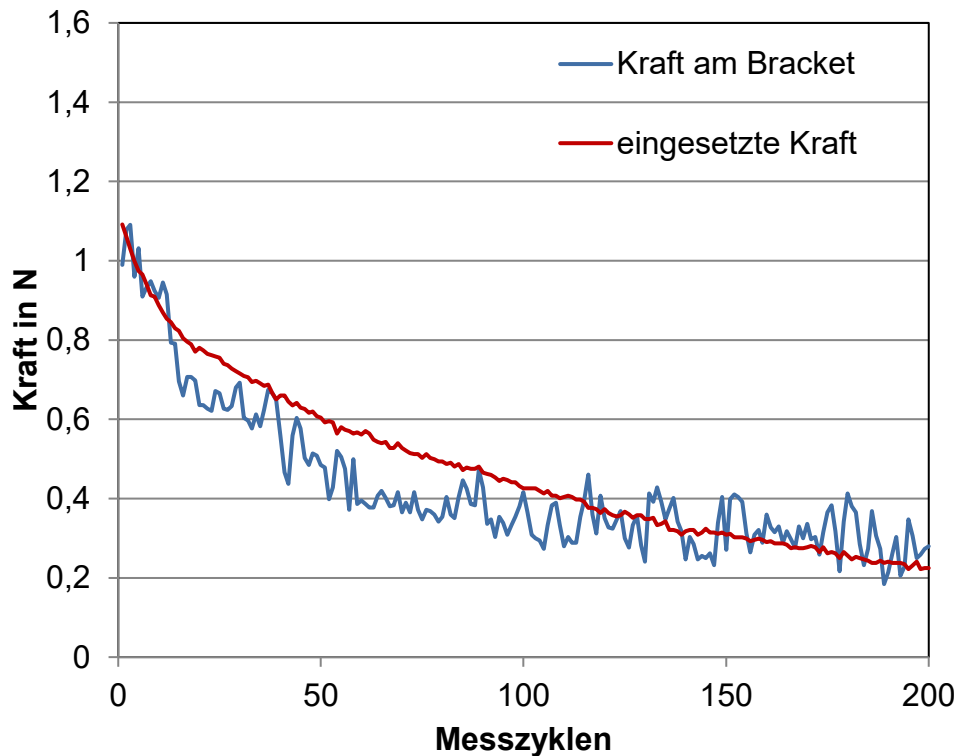


Abb. 25: Reibungsmessung des Discovery®-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.016" rund.

Am runden Remanium®-Edelstahlbogen mit Durchmesser 0.018" (0,46 mm) gibt es von Beginn der Messung an eine deutliche Differenz zwischen eingesetzter und am Bracket wirkender Kraft (Abb. 26). Dies ist darauf zurückzuführen, dass aufgrund des großen Durchmessers des Bogens von Beginn an eine Anlagerung des Bogens an das Bracket beziehungsweise die Ligatur auftritt und somit von Beginn an die systemeigene Reibung einen Kraftverlust zur Folge hat. Die Differenz zwischen eingesetzter und am Bracket wirkender Kraft ist konstant, was zum Ausdruck bringt, dass eine recht gleichmäßige Bewegung des Zahnes im kieferorthopädischen Sinne erfolgen würde. Zudem zeigt sich hier, dass kaum systemeigene Haftreibung überwunden werden muss, die wirkende Kraft fällt anfangs nicht stark linear ab, wie es bei anderen Drahtbögen der Fall ist. Dies entspricht einer geringeren Haftreibung des runden Bogens im Vergleich zu rechteckigen Varianten.

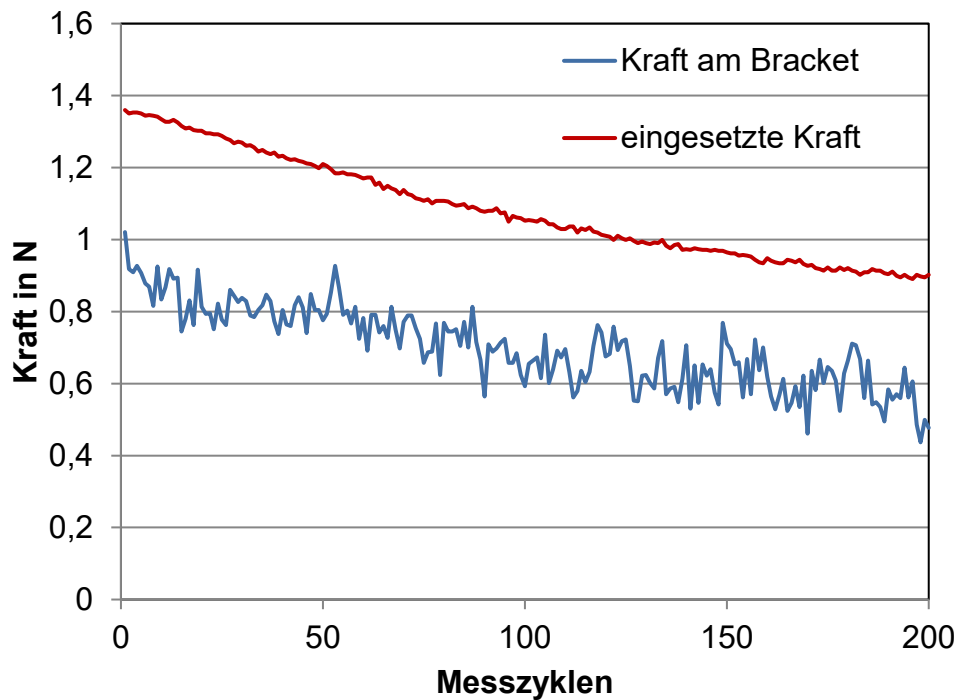


Abb. 26: Reibungsmessung des Discovery®-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.018" rund.

Am rechteckigen Edelstahlbogen Remanium® 0.016" x 0.022" (0,41 mm x 0,56 mm) unter Verwendung des Panagiotidis-Twinbrackets ist die Kraft am Bracket, anders als beim Discovery®-Bracket am gleichen Bogen, zu Beginn nicht größer als die eingesetzte Kraft (Abb. 27). Dies spricht dafür, dass eine Anlagerung des Bogens an Bracket bzw. Ligatur direkt zu Beginn eintritt und systemeigene Spannungen niedriger sind. Dann erfolgt erneut eine lineare Abnahme der Kraft am Bracket, bis die systemeigene Haftreibung überwunden ist. Anschließend bleibt die Differenz zwischen eingesetzter und wirkender Kraft recht konstant und das absolute Kraftniveau nimmt linear leicht ab.

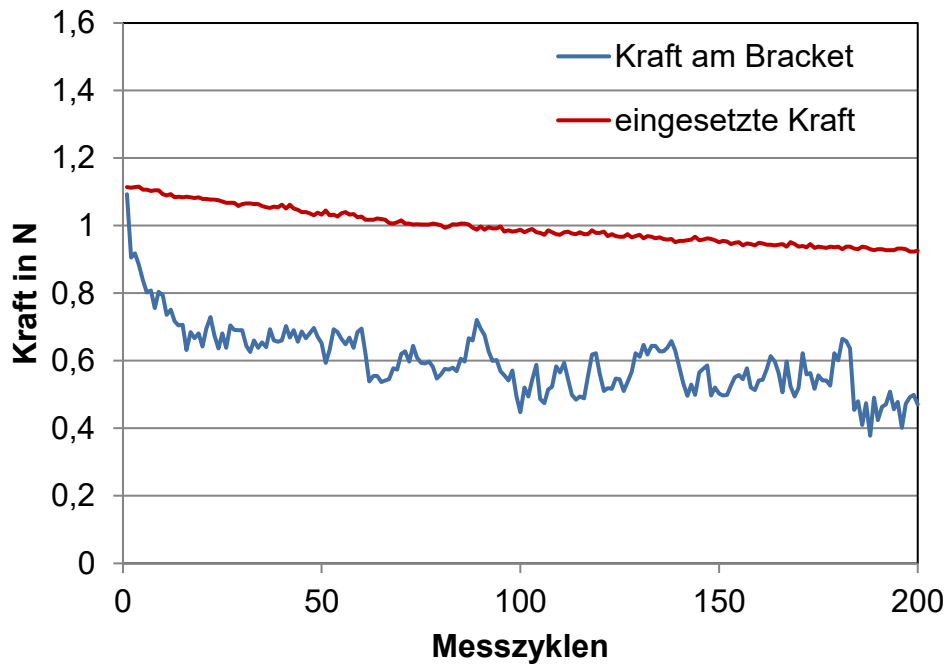


Abb. 27: Reibungsmessung des Panagiotidis-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.016" x 0.022".

Am runden Edelstahlbogen Remanium® 0.016" (0,41 mm) unter Verwendung des Panagiotidis-Twinbrackets ist die Kraft am Bracket zunächst wieder höher als die eingesetzte Kraft, es scheint zunächst eine Anlagerung des Bogens an Bracket und/oder Ligatur erfolgen zu müssen (Abb. 28). Dieses Verhalten wäre eigentlich eher bei einem rechteckigen Bogen zu erwarten. Dann allerdings ist die systemeigene Haftreibung schnell überwunden und es bleibt bei einer konstanten, recht kleinen Differenz von eingesetzter und wirkender Kraft. Dies veranschaulicht, dass es bei dem runden Bogen kleinen Durchmessers im ovalen Slot des Panagiotidis-Brackets nur eine geringe, systemeigene Haftreibung zu überwinden gilt.

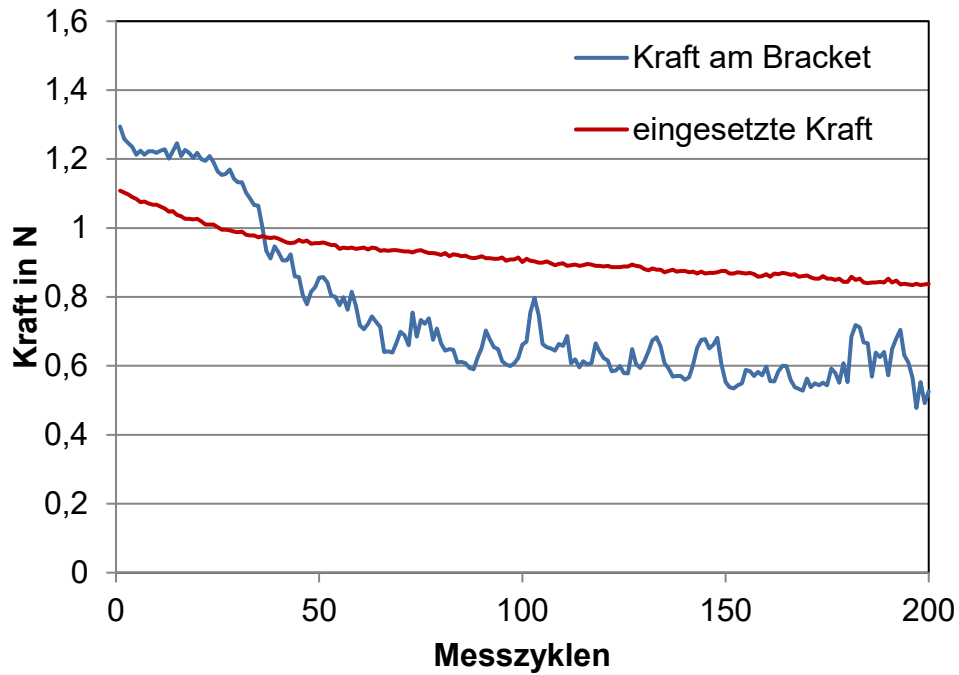


Abb. 28: Reibungsmessung des Panagiotidis-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.016" rund.

Ähnlich wie schon am runden Edelstahlbogen mit Durchmesser 0.016" (0,41 mm) wird auch am runden Edelstahlbogen Remanium® 0.018" (0,46 mm) unter Verwendung des Panagiotidis-Twinbrackets die Haftreibung recht schnell überwunden und die Differenz zwischen eingesetzter und wirkender Kraft bleibt konstant recht niedrig (Abb. 29). Hier wird eine gleichförmige Zahnbewegung fast von Beginn der Messung an erreicht.

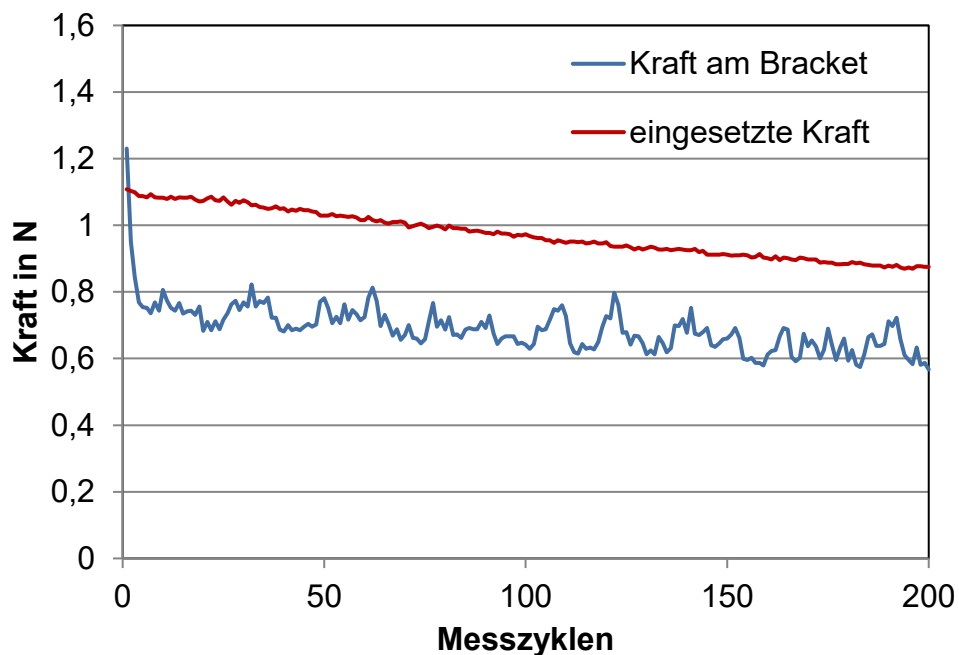


Abb. 29: Reibungsmessung des Panagiotidis-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.018" rund.

3.1.2 Reibungsverlust in Prozent

In Abbildung 30 wird mittels Säulendiagramm der Reibungsverlust in Prozent je Bracket/Bogen-Kombination veranschaulicht. Es handelt sich bei dem Reibungsverlust um den gewichteten Mittelwert mit dem zugehörigen Fehler, welcher mithilfe der Standardabweichung und dem Gewicht jedes Mittelwertes bestimmt wurde.

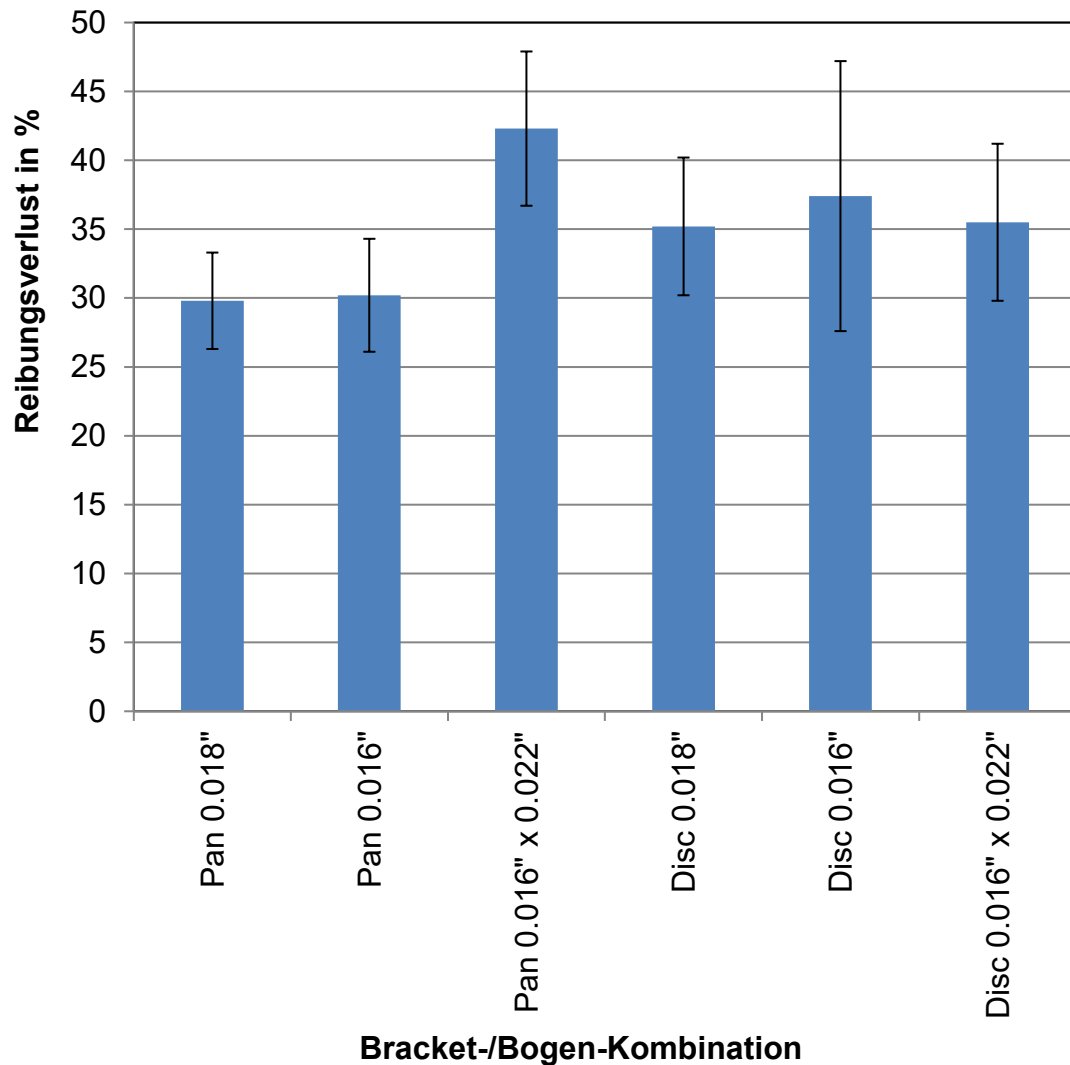


Abb. 30: Reibungsverlust aller Bracket/Bogen-Kombinationen der Reibungsmessung; Pan = Panagiotidis-Bracket, Disc = Discovery®-Twinbracket; 0.016" = Edelstahlbogen Remanium® 0.016" rund, 0.018" = Edelstahlbogen Remanium® 0.018" rund, 0.016" x 0.022" = Edelstahlbogen Remanium® 0.016" x 0.022".

Tab. 2: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Reibungsergebnisse der untersuchten Bracket/Bogen-Kombinationen; signifikant = $p < 0,05$; Erläuterungen zu den Bracketvarianten und Drahtbögen wie in Abbildung 30.

	Pan 16	Disc 1622	Pan 1622	Disc 18	Pan 18
Disc 16	0,012	0,797	0,194	0,825	0,023
Pan 16		0,049	0,001	0,024	0,711
Disc 1622			0,158	0,654	0,079
Pan 1622				0,370	0,002
Disc 18					0,038

Die Reibung kann offensichtlich durch Verwendung des rechteckigen Edelstahlbogens Remanium® 0.016" x 0.022" (0,41 mm x 0,56 mm) im ovalen Bracketslot des Pangiotidis-Brackets nicht signifikant reduziert werden (Tab. 2). Ganz im Gegenteil weist der rechteckige Drahtbogen im ovalen Panagiotidis-Bracket mit 42,3 % sogar den höchsten, gewichteten Mittelwert auf. Allerdings ist der Unterschied des Kraftverlustes durch Reibung vom Panagiotidis-Bracket am rechteckigen Edelstahlbogen nicht signifikant zu dem Kraftverlust des Discovery®-Brackets am gleichen Bogen (35,5 %) und auch nicht signifikant zu dem Kraftverlust dieses Vergleichsbrackets an den runden Edelstahlbögen Remanium® mit den Durchmessern 0.016" (0,41 mm) in Höhe von 37,4 % und 0.018" (0,46 mm) in Höhe von 35,2 %. Dies zeigt, dass der Kraftverlust durch Reibung durch Verwendung des ovalen Slots des neuartigen Brackets bei Einligierung eines rechteckigen Edelstahlbogens im Vergleich zum parallelwandigen Slot des Vergleichsbrackets nicht signifikant reduziert werden kann, sich der Kraftverlust durch Reibung allerdings auf einem ähnlichen Niveau bewegt. Ein signifikanter Unterschied ist hingegen bei Verwendung eines runden Bogens im ovalen Slotanteil des Panagiotidis-Brackets zu finden. Die Werte des Kraftverlustes unterscheiden sich mit 30,2 % (0.016") und 29,8 % (0.018") signifikant von allen Werten des Discovery®-Brackets an runden Bögen.

Die Verwendung eines runden Drahtes im ovalen Slotanteil hat also eine deutlich geringere, systemeigene Reibung als die Verwendung des gleichen Drahtes im Discovery®-Bracket zur Folge.

3.2 Torquemessungen

Das folgende Kapitel befasst sich mit der Darstellung der Ergebnisse der Torquemessungen. Es wurde hier als sinnvoll erachtet, eine Unterteilung in maximales Torquedrehmoment und Torquespiel vorzunehmen, weshalb im Folgenden diese beiden Werte im Vergleich der Bracketvarianten je Drahtbogen in Form von Säulendiagrammen dargestellt werden.

3.2.1 Maximales Torquedrehmoment

Im Folgenden veranschaulichen Säulendiagramme das jeweilige, maximale Torquedrehmoment für alle Bracketvarianten je Drahtbogen. Die Abkürzungen stehen dabei für folgende Bracketvarianten:

Disc = Dentaureum Discovery®-Twinbracket

Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp

Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen

Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv (an gerade stehenden Zähnen, sprich kein Stopp am fehlstehenden, simulierten Zahn 11)

Std single = Standard-Singlebracket

Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp

Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp

Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv

Am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016" (0,41 x 0,41 mm²) beim Vergleich der Twinbracket-Varianten ist das maximale Torquedrehmoment mit 6,6 Nmm am Panagiotidis-Bracket mit Stopps an allen Zähnen deutlich am größten (Abb. 31). An zweiter Stelle folgt das Panagiotidis-Bracket ohne Stopps mit einem maximalen Drehmoment von 3,2 Nmm, dahinter folgt das Discovery®-Vergleichsbracket mit 2,5 Nmm. Das Panagiotidis-Bracket mit selektiven Stopps erreicht ein maximales Drehmoment von 2,4 Nmm. Da sich aber die Werte von Panagiotidis-Bracket mit selektiven Stopps, ohne Stopps und Discovery®-Bracket nicht signifikant unterscheiden (Tab. 3), ist hier die Reihenfolge dieser drei Bracketvarianten zu vernachlässigen. Zudem erreichen diese drei Bracketvarianten nicht einmal das therapeutische Torquedrehmoment von 5,0 Nmm, sodass hier nicht von einer

effizienten Torquebewegung des Zahnes durch diese Bracket/Bogen-Kombinationen ausgegangen werden kann. Einzig das Panagiotidis-Bracket mit Abdichtung des ovalen Slotanteils durch Stopps kann am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016" ein effektives Torquedrehmoment erzeugen. Es lässt sich somit aber keine Aussage darüber treffen, ob diese Torquebewegung eine sanftere Kraftausübung auf den fehlstehenden Zahn zulässt, da die Vergleichsvarianten keine effiziente Torquebewegung ermöglichen.

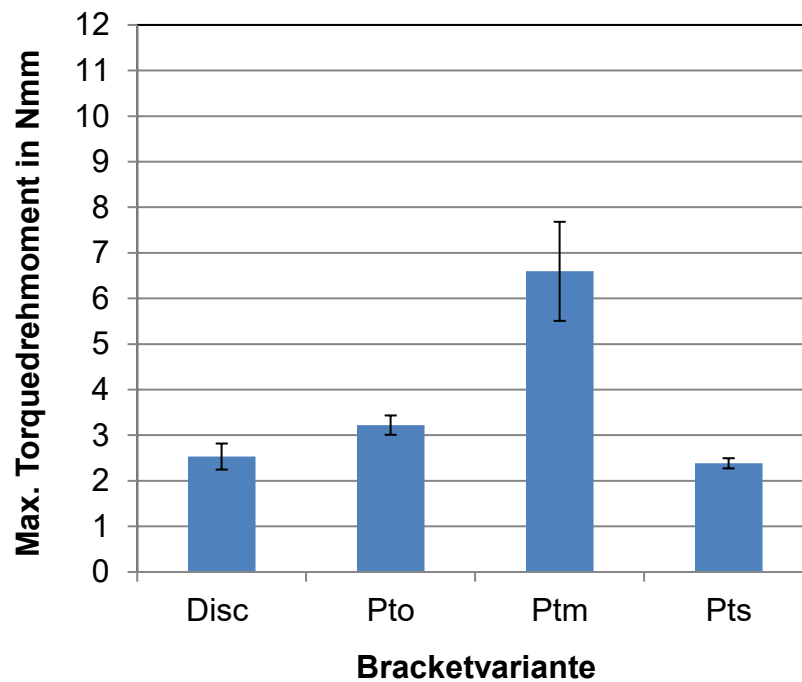


Abb. 31: Maximales Torquedrehmoment der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv.

Tab. 3: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; signifikant = $p < 0,05$.

	Disc	Pto	Ptm	Pts
Disc		0,206	0,018	0,521
Pto			0,027	0,01
Ptm				0,013
Pts				

Die Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016" (0,41 x 0,41 mm²) weisen eine ähnliche Verteilung der maximalen Torquedrehmomente auf (Abb. 32). Das höchste Torquedrehmoment von 7,6 Nmm wird am Panagiotidis-Bracket mit Stopps an allen Zähnen erreicht. An zweiter Stelle liegt das Panagiotidis-Bracket mit selektiven Stopps, das ein maximales Drehmoment von 6,3 Nmm erzeugt. Das Standard-Vergleichsbracket folgt mit einem maximalen Drehmoment von 4,2 Nmm, während das Panagiotidis-Bracket ohne Stopps ein Drehmoment von 3,7 Nmm erreicht. Hier überschreitet das Panagiotidis-Bracket mit Stopps sowie mit selektiven Stopps das therapeutische Torquedrehmoment von 5,0 Nmm, die Drehmomente dieser beiden Varianten unterscheiden sich nicht signifikant (Tab. 4). Sowohl das Vergleichsbracket als auch das Panagiotidis-Bracket ohne Verwendung von Stopps können an diesem Bogen offensichtlich keine effiziente Torquebewegung auslösen.

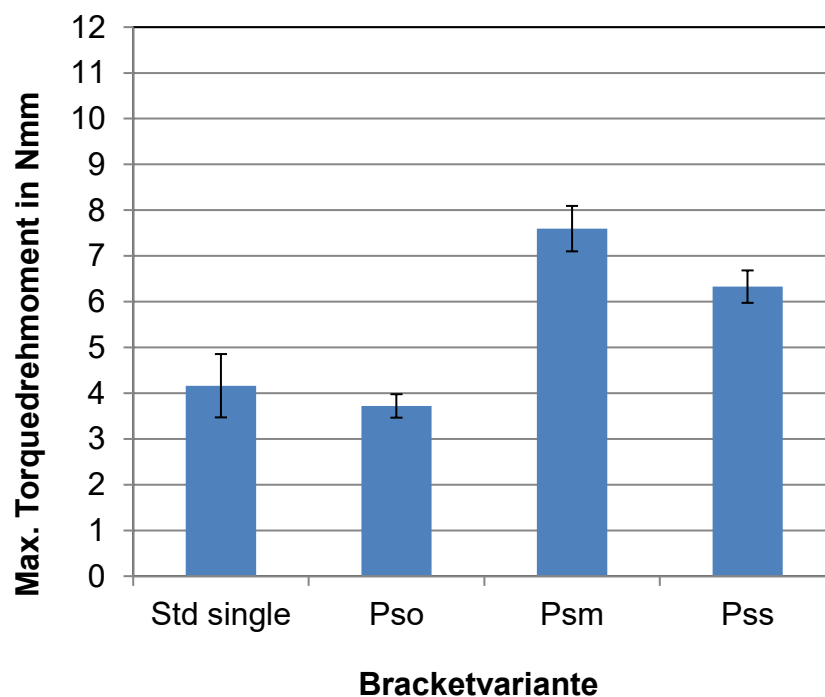


Abb. 32: Maximales Torquedrehmoment der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv.

Tab. 4: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; signifikant = $p < 0,05$.

	Std	Pso	Psm	Pss
Std		<0,001	0,019	0,003
Pso			0,009	0,183
Psm				0,176
Pss				

Am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022" (0,41 x 0,56 mm²) überschreiten alle vier Twinbracket-Varianten das therapeutische Torquedrehmoment von 5,0 Nmm (Abb. 33). Das höchste Torquedrehmoment von 9,9 Nmm wird eindeutig am Discovery®-Vergleichsbracket erzielt. Auf dem zweiten Platz folgt das Panagiotidis-Bracket mit selektiven Stopps, das ein maximales Drehmoment von 7,3 Nmm erreicht. Dahinter liegt das Panagiotidis-Bracket mit Stopps an allen Zähnen mit einem Drehmoment von 6,9 Nmm. Das Panagiotidis-Bracket ohne Stopps erreicht ein maximales Drehmoment von 6,5 Nmm. Es wäre zu erwarten, dass am Panagiotidis-Bracket mit Stopps an allen Zähnen ein höheres Drehmoment erzeugt wird als an eben diesem Bracket mit selektiven Stopps. Da sich die Werte hier allerdings nicht signifikant unterscheiden (Tab. 5), ist die Reihenfolge vernachlässigbar. Zu diskutieren ist, weshalb das Discovery®-Vergleichsbracket hier ein signifikant höheres Drehmoment erzielt als alle Panagiotidis-Varianten.

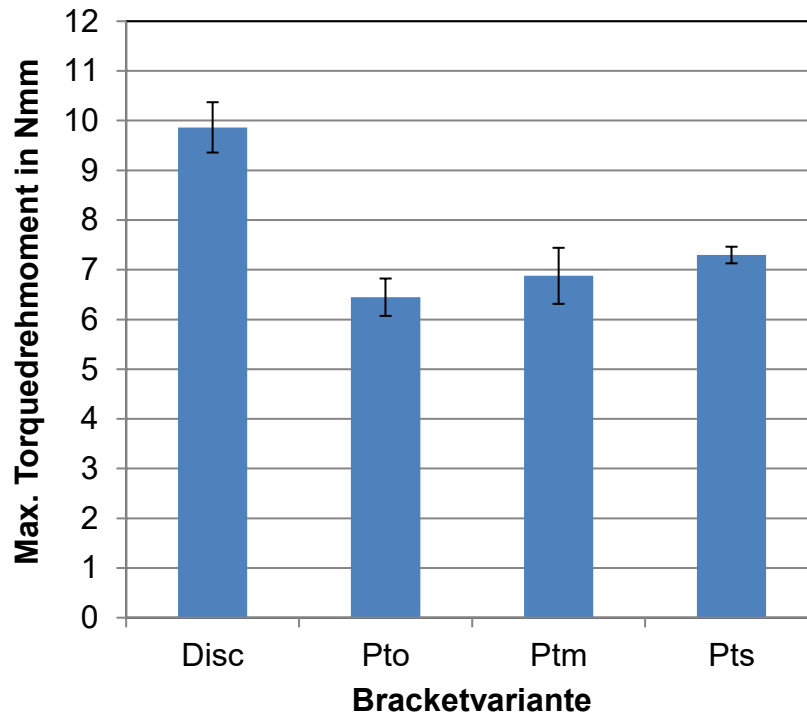


Abb. 33: Maximales Torquedrehmoment der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv.

Tab. 5: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; signifikant = $p < 0,05$.

	Disc	Pto	Ptm	Pts
Disc		0,001	0,018	0,007
Pto			0,486	0,016
Ptm				0,549
Pts				

Die Messungen der Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022" ($0,41 \times 0,56 \text{ mm}^2$) zeigen ein deutliches Gefälle zwischen den sehr hohen, maximalen Torquedrehmomenten des Standard-Vergleichsbrackets (8,4 Nmm) und des Panagiotidis-Brackets mit Stopps (8,2 Nmm) und den niedrigen, nicht therapeutischen Drehmomenten der beiden anderen Panagiotidis-Varianten (Abb. 34). Das P-Bracket erzielt mit selektiven Stopps ein maximales Drehmoment von 2,9 Nmm, ohne Stopps resultiert ein Drehmoment von 1,6 Nmm. Lediglich das Vergleichsbracket und die Panagiotidis-Variante mit Stopps unterscheiden sich nicht

signifikant (Tab. 6), was darauf schließen lässt, dass hier durch die Stopps im ovalen Slotanteil eine ähnliche Ausgangssituation geschaffen wird, wie es bei dem parallelwandigen Slot des Vergleichsbrackets der Fall ist. Eine Torquebewegung lässt sich an diesem Bogen durch das Panagiotidis-Singlebracket nur unter Verwendung von Stopps an allen Zähnen erzielen.

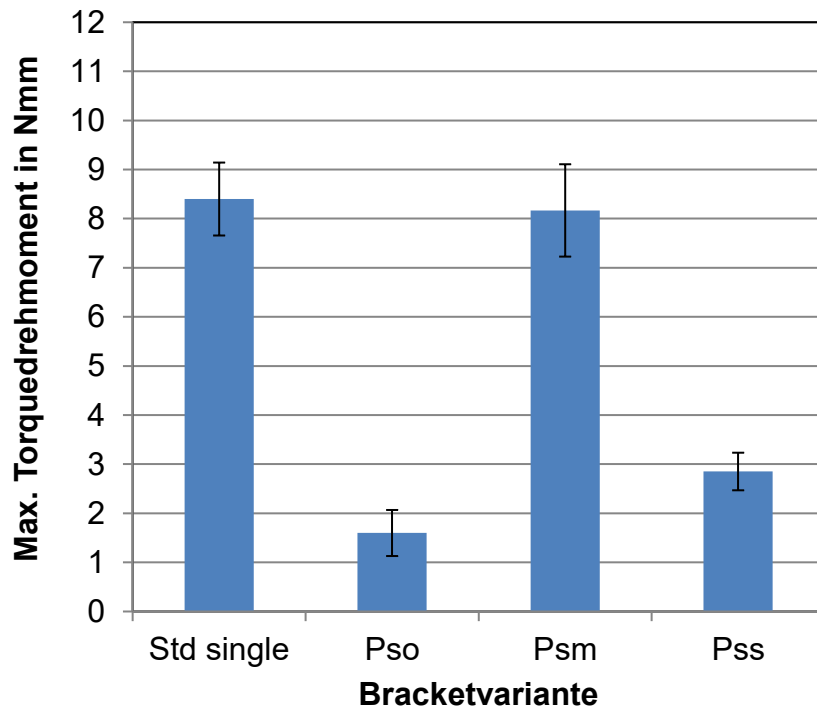


Abb. 34: Maximales Torquedrehmoment der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv.

Tab. 6: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; signifikant = $p < 0,05$.

	Std	Pso	Psm	Pss
Std		<0,001	0,228	<0,001
Pso			<0,001	0,011
Psm				0,003
Pss				

Das maximale Torquedrehmoment der Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025" (0,43 x 0,64 mm²) ist durchweg sehr hoch, weshalb die Skalierung der Y-Achse bei diesem Drahtbogen auf maximal 24 Nmm im

Gegensatz zu den sonst maximal 12 Nmm gesetzt wurde. Das höchste Drehmoment zeigt das Discovery®-Bracket mit 19,6 Nmm. Es folgen das Panagiotidis-Bracket mit selektiven Stopps mit 16,9 Nmm, das Panagiotidis-Bracket ohne Stopps mit 16,2 Nmm und das P-Bracket mit Stopps mit 13,5 Nmm (Abb. 35). Erwartungsgemäß hätte das P-Bracket mit Stopps an allen Zähnen das höchste Drehmoment der drei P-Varianten erzielen sollen.

Das P-Bracket mit Stopps weist zu dem P-Bracket ohne Stopps keinen signifikanten Unterschied auf, der Vergleich mit der Variante Stopps selektiv ist allerdings signifikant (Tab. 7).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass das Discovery®-Vergleichsbracket das höchste Torquedrehmoment erzielt, wobei auch hier der Unterschied zur P-Variante mit selektiven Stopps nicht signifikant ist.

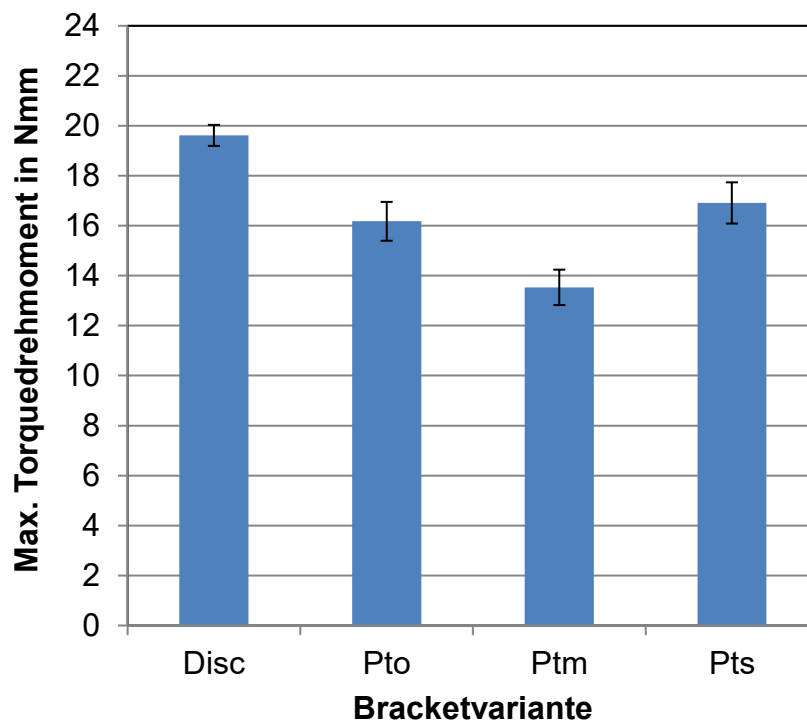


Abb. 35: Maximales Torquedrehmoment der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv.

Tab. 7: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; signifikant = $p < 0,05$.

	Disc	Pto	Ptm	Pts
Disc		0,033	<0,001	0,103
Pto			0,141	0,433
Ptm				0,014
Pts				

Abbildung 36 zeigt das maximale Torquedrehmoment der Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025" (0,43 mm x 0,64 mm). Auffällig ist hier, wie auch schon beim Stahlbogen 0.016" x 0.022", das Gefälle zwischen Standardbracket und P-Bracket mit Stopps auf der einen Seite und dem P-Bracket mit selektiven Stopps sowie ohne Stopps auf der anderen Seite. Das Drehmoment ist bei erstgenannten Varianten mit 21,8 Nmm am Standardbracket und 22,1 Nmm am P-Bracket mit Stopps signifikant höher als beim P-Bracket ohne Stopps mit 10,4 Nmm und mit selektiven Stopps mit 13,4 Nmm (Tab. 8). Dies zeigt deutlich, dass bei der Single-Variante der Brackets durch Einligierung des Bogens im ovalen Slotanteil des P-Brackets die Torquedrehmomente signifikant reduziert werden können. Beim Standard-Bracket mit parallelwandigem Slot und durch die Abdichtung des ovalen Slotanteils des P-Brackets am fehlstehenden Zahn wird bei Einligierung eines ausreichend dimensionierten, rechteckigen Stahlbogens ein ähnlicher Effekt bei der Torquebewegung am Singlebracket erzielt. Es ist zu diskutieren, inwieweit durch Verwendung des ovalen Slotanteils niedrigere Torquedrehmomente erzielt werden können, beziehungsweise ob dies dann auf Kosten eines effektiven Torquedrehmomentes geschieht.

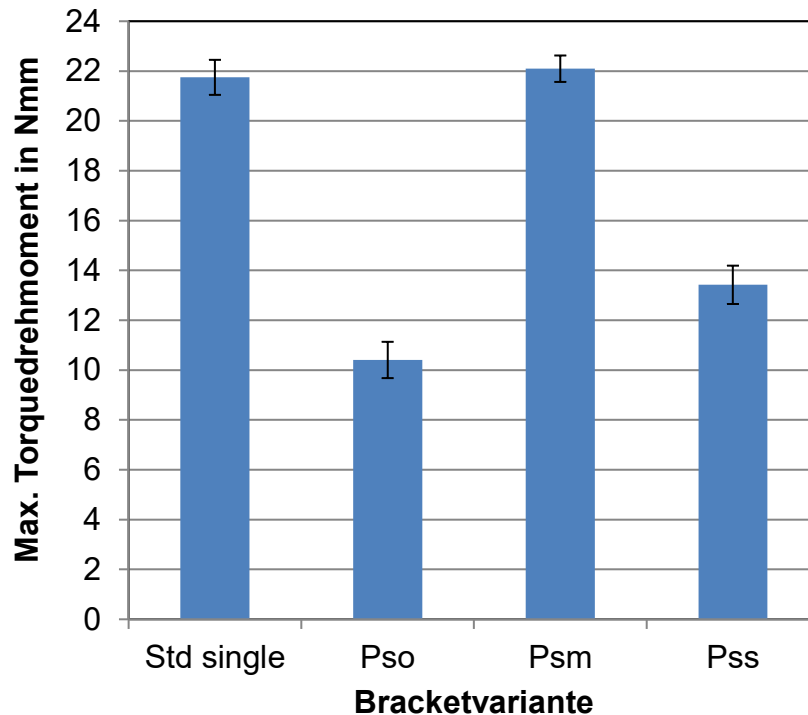


Abb. 36: Maximales Torquedrehmoment der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv.

Tab. 8: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; signifikant = $p < 0,05$.

	Std	Pso	Psm	Pss
Std		<0,001	0,892	<0,001
Pso			<0,001	0,054
Psm				<0,001
Pss				

Zuletzt wurde die Torquemessung neben den Remanium®-Stahlbögen auch am NiTi-Bogen Neo Sentalloy® der Dimension 0.016" x 0.016" (0,41 mm x 0,41 mm) durchgeführt. Abbildung 37 zeigt, dass bei allen Twinbracket-Varianten ein effektives Torquedrehmoment von mindestens 5 Nmm nicht erzielt werden kann. Es ist daher zu diskutieren, ob der Vergleich der Bracketvarianten an diesem Bogen überhaupt klinisch relevant ist. Es zeigt sich aber, dass alle drei P-Bracket-Varianten im Vergleich zum Discovery®-Bracket ein signifikant höheres Drehmoment erzeugen (Tab. 9). Das

höchste Drehmoment erzeugt das P-Bracket mit Stopps (4,6 Nmm) im Vergleich zum Discovery®-Bracket mit 2,2 Nmm.

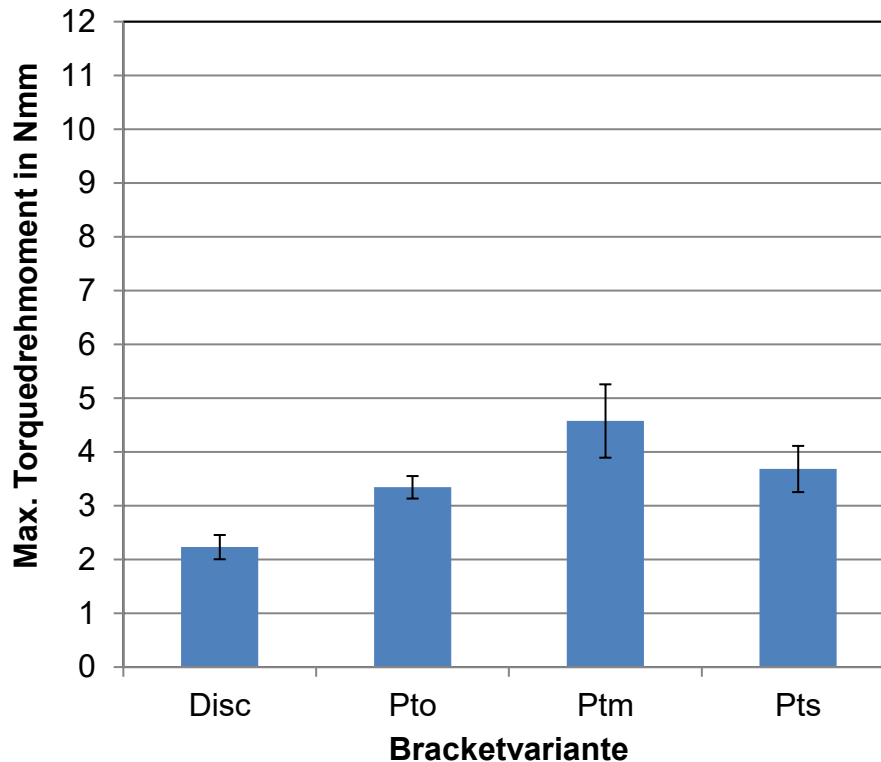


Abb. 37: Maximales Torquedrehmoment der Twinbrackets am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv.

Tab. 9: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Twinbracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; signifikant = $p < 0,05$.

	Disc	Pto	Ptm	Pts
Disc		0,021	0,016	0,028
Pto			0,060	0,263
Ptm				0,214
Pts				

Die Torquemessung der Singlebracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016" zeigt deutlich, dass alle drei P-Varianten ein signifikant höheres Drehmoment erzeugen können als das Standard-Vergleichsbracket (Abb. 38). Die drei P-Varianten überschreiten hier auch mit bis zu 6,9 Nmm am P-Bracket mit selektiven Stopps das effektive Torquedrehmoment von 5 Nmm. Das

Standardbracket bleibt mit 2,3 Nmm weit unter diesem Wert. Alle Torquedrehmomente bis auf jenes der P-Variante mit Stopps und jenes der P-Variante mit selektiven Stopps unterscheiden sich signifikant voneinander (Tab. 10).

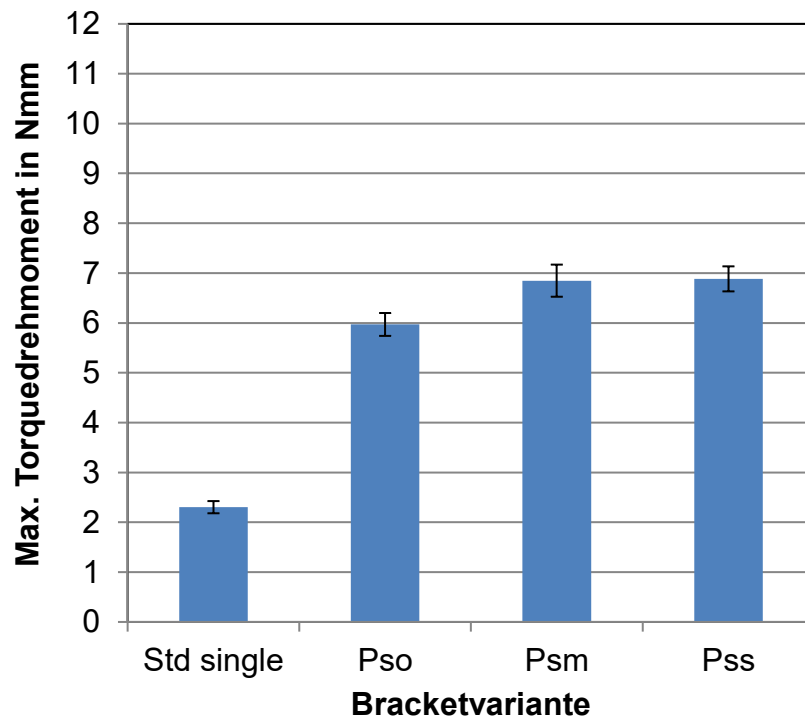


Abb. 38: Maximales Torquedrehmoment der Singlebrackets am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv.

Tab. 10: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Singlebracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; signifikant = $p < 0,05$.

	Std	Pso	Psm	Pss
Std		<0,001	<0,001	<0,001
Pso			0,024	0,002
Psm				0,122
Pss				

3.2.2 Torquespiel

Das Torquespiel wurde anhand der vorab mittels des Tabellenkalkulationsprogrammes Excel erstellten Graphen für jede Bracket/Bogen-Kombination abgelesen und der Fehler wurde graphisch ermittelt (Abb. 22 in Kapitel 2.8.2). Nachfolgend ist in Form von Säulendiagrammen das Torquespiel je Twin- oder Singleausführung und je Drahtbogen vergleichbar dargestellt.

Wie bereits zuvor ausgeführt, wurde für Kurven, welche gleich zu Beginn ansteigen, das Torquespiel ermittelt, welches erforderlich ist, um ein klinisch effektives Drehmoment von 5 Nmm zu erreichen. Dies war in der Messreihe am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016" und am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016" erforderlich.

Abbildung 39 zeigt das Torquespiel der Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016". Drei von vier Bracketvarianten zeigen ein Torquespiel von $\pm 20,0^\circ$, da das therapeutische Drehmoment von 5,0 Nmm im Rahmen der Messreihe nicht erreicht wird. Einzig die P-Variante mit Stopps an allen Zähnen ist in der Lage, an diesem Drahtbogen ein klinisch effektives Drehmoment zu erzeugen. Dieses beträgt maximal 6,6 Nmm (Abb. 31). Entsprechend dieser Ergebnisse veranschaulichen die Tabellen 11 und 12, dass ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem Torquespiel der Panagiotidis-Variante mit Stopps und allen drei weiteren Bracketvarianten besteht. Das Torquespiel ist mit $+17,0^\circ$ und $-13,5^\circ$ recht groß, sodass davon ausgegangen werden kann, dass eine deutliche Rotation des fehlstehenden Zahnes notwendig ist, bevor es zu einem therapeutischen Torquedrehmoment kommt. Die Effizienz der Torquebewegung mit den getesteten Bracketvarianten an diesem Drahtbogen ist also diskutabel.

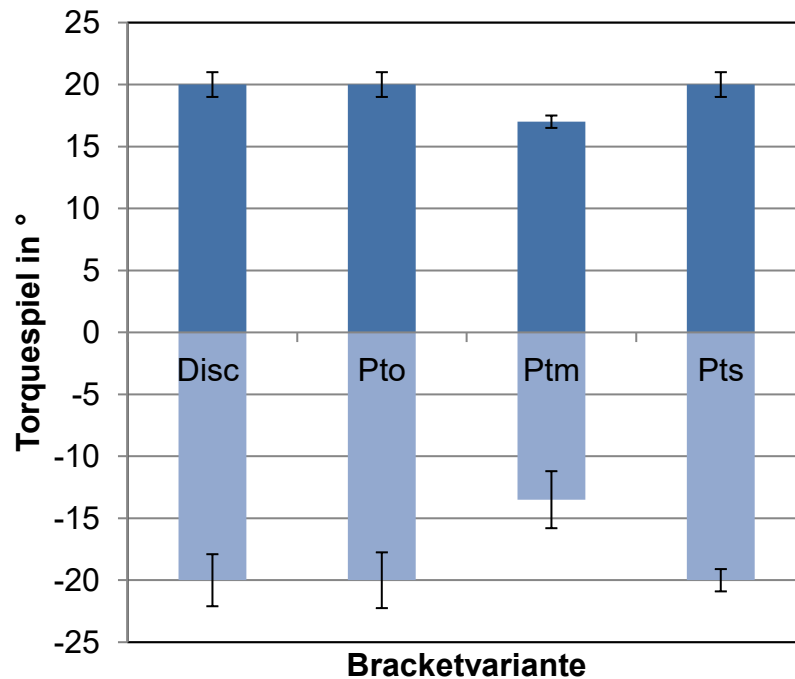


Abb. 39: Torquespiel der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv.

Tab. 11: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pto	Ptm	Pts
Disc	ns	s	ns
Pto		s	ns
Ptm			s

Tab. 12: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pto	Ptm	Pts
Disc	ns	s	ns
Pto		s	ns
Ptm			s

Das Torquespiel der Singlebracket-Varianten am Edelstahl Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016" (Abb. 40) zeigt ein anderes Bild als jenes der Twin-Varianten. Einzig

das Standard-Vergleichsbracket erreicht das therapeutische Drehmoment von 5,0 Nmm nicht und weist somit ein Torquespiel von $\pm 20,0^\circ$ auf. Das Spiel ist bei der P-Variante ohne Stopps sowie mit selektiven Stopps am kleinsten und bewegt sich in einem ähnlichen Rahmen. Die P-Variante ohne Stopps zeigt ein Torquespiel von $\pm 11,0^\circ$, die P-Variante mit selektiven Stopps eines von $+12,5^\circ$ und $-11,0^\circ$. Das Torquespiel bei der P-Variante mit Stopps beträgt $\pm 16,0^\circ$. Dieses Ergebnis war nicht unbedingt zu erwarten, da das Torquespiel durch die Anwendung von Stopps an allen Zähnen und daraus resultierender Einligierung des Bogens im schmalen, parallelwandigen Slotanteil des P-Brackets kleiner sein müsste als bei Verwendung des ovalen Slotanteils. Bis auf die P-Variante mit Stopps und die P-Variante mit selektiven Stopps unterscheidet sich das Torquespiel aller Bracketvarianten signifikant (Tab. 13 und 14).

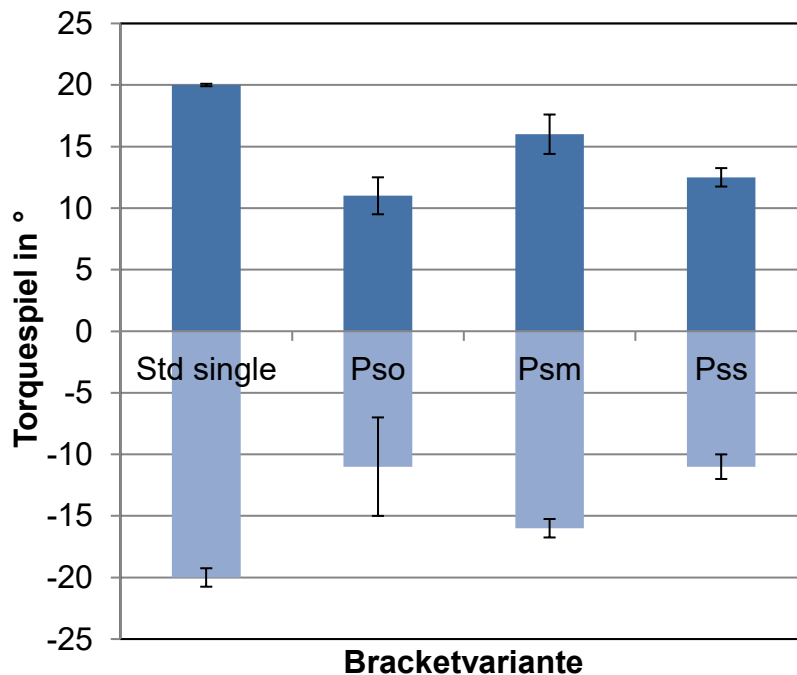


Abb. 40: Torquespiel der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv.

Tab. 13: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pso	Psm	Pss
Std single	s	s	s
Pso		s	s
Psm			ns

Tab. 14: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pso	Psm	Pss
Std single	s	s	s
Pso		s	s
Psm			ns

Abbildung 41 zeigt das Torquespiel der Twin-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022". Die P-Variante mit Stopps zeigt kein Torquespiel (0°), was bedeutet, dass ab dem ersten Messzyklus eine klinisch effektive Torquebewegung stattfindet und der Bogen in dem Slot keinerlei Spiel hat. Das Torquespiel ist am Discovery®-Vergleichsbracket sehr gering ($\pm 2,0^\circ$) und erreicht hier auch das höchste maximale Torquedrehmoment, was wiederum dafür spricht, dass schnell eine effektive Torquebewegung erzielt wird und diese mit einem hohen Torquedrehmoment erwirkt wird. Das Torquespiel beträgt bei der P-Variante ohne Stopps $\pm 10,0^\circ$ und bei der P-Variante mit selektiven Stopps $\pm 7,0^\circ$. Es war zu erwarten, dass das Torquespiel beim Vergleich der drei P-Varianten ohne Stopps am größten ist, gefolgt von der selektiven Variante und dass die P-Variante mit den Stopps an allen Zähnen das kleinste Torquespiel aufweist. Das Torquespiel des Discovery®-Vergleichsbrackets unterscheidet sich nicht signifikant von dem der P-Variante mit Stopps, alle anderen Bracketvarianten weisen ein signifikant unterschiedliches Torquespiel auf (Tab. 15 und 16).

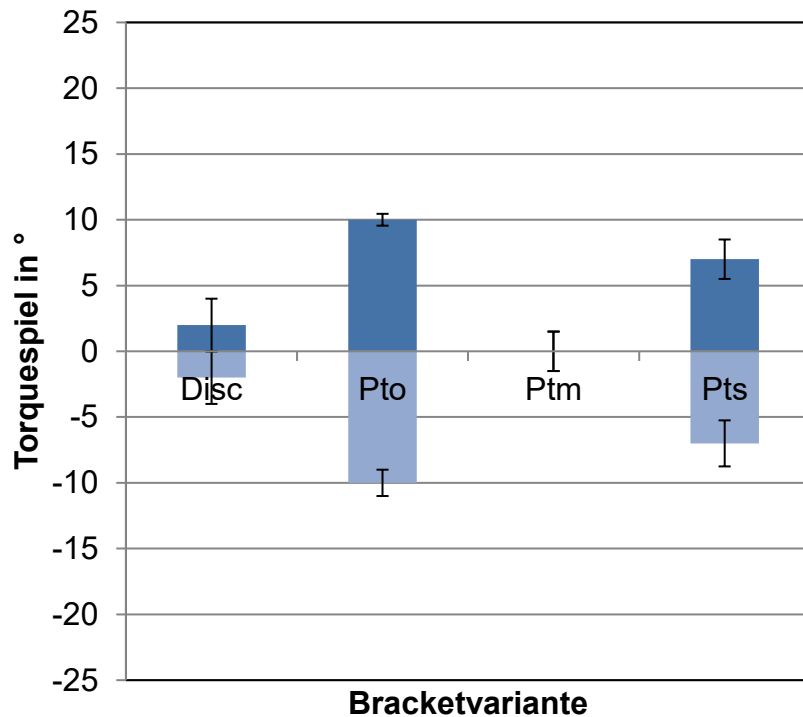


Abb. 41: Torquespiel der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv.

Tab. 15: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pto	Ptm	Pts
Disc	s	ns	s
Pto		s	s
Ptm			s

Tab. 16: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pto	Ptm	Pts
Disc	s	ns	s
Pto		s	s
Ptm			s

Abbildung 42 zeigt das Torquespiel der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022". Das kleinste Torquespiel weisen mit $\pm 5,0^\circ$ die P-

Varianten mit Stopps und mit selektiven Stopps auf. Diese beiden Varianten unterscheiden sich nicht signifikant, die Unterschiede zwischen den weiteren Bracketvarianten sind signifikant (Tab. 17 und 18). Gefolgt werden die beiden P-Varianten mit Stopps und mit selektiven Stopps von dem Standard-Vergleichsbracket mit $+8,0^\circ$ und $-7,0^\circ$. Das größte Torquespiel zeigt die P-Variante ohne Stopps mit $+16,0^\circ$ und $-13,0^\circ$.

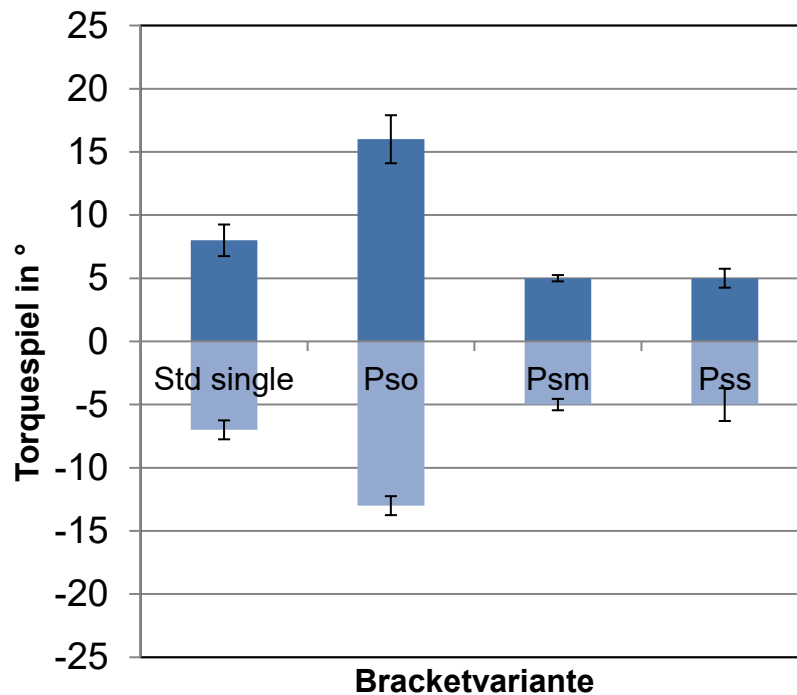


Abb. 42: Torquespiel der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv.

Tab. 17: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pso	Psm	Pss
Std single	s	s	s
Pso		s	s
Psm			ns

Tab. 18: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pso	Psm	Pss
Std single	s	s	s
Pso		s	s
Psm			ns

In Abbildung 43 wird das Torquespiel der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025" dargestellt. Erwartungsgemäß weist das Torquespiel infolge des größeren Bogenquerschnitts ein niedrigeres Niveau auf als bei den zuvor getesteten Drahtbögen. Das Discovery®-Vergleichsbracket besitzt hier kein Torquespiel, die effektive Torquebewegung setzt also ab dem ersten Messzyklus ein. Das zweitkleinste Spiel zeigt die P-Variante mit Stopps mit $\pm 3,0^\circ$. Das Torquespiel der P-Varianten mit selektiven Stopps sowie ohne Stopps beträgt $\pm 6,0^\circ$. Die Ergebnisse der Signifikanzprüfung unterscheiden sich hier im positiven und negativen Bereich des Torquespiels und sind den Tabellen 19 und 20 zu entnehmen.

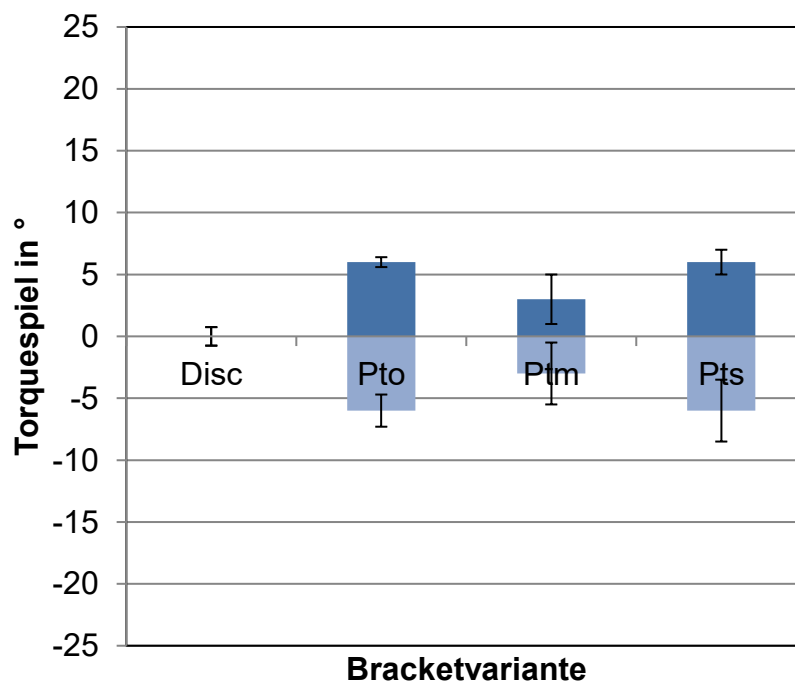


Abb. 43: Torquespiel der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv.

Tab. 19: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pto	Ptm	Pts
Disc	s	s	s
Pto		s	ns
Ptm			s

Tab. 20: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025", s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pto	Ptm	Pts
Disc	s	s	ns
Pto		ns	ns
Ptm			ns

Abbildung 44 veranschaulicht das Torquespiel der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025". Anders als bei der Twin-Variante weisen hier die P-Varianten mit Stopps und mit selektiven Stopps kein Torquespiel auf, die P-Variante ohne Stopps zeigt ein Spiel von +8,0° und -10,0°. Das Standard-Vergleichsbracket besitzt an diesem Bogen ein Torquespiel von ±6,0°. Die beiden Varianten ohne Torquespiel unterscheiden sich konsequenterweise nicht signifikant voneinander, alle anderen Bracketvarianten bis auf das positive Torquespiel des Vergleichsbrackets und der P-Variante ohne Stopps zeigen einen signifikanten Unterschied (Tab. 21 und 22). Wie bereits am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022" weist auch hier bei den Single-Varianten die P-Variante ohne Stopps das größte Torquespiel auf, gefolgt von dem Vergleichsbracket und dann den anderen beiden P-Varianten. Dies zeigt, dass das Torquespiel erwartungsgemäß im ovalen Slotanteil des P-Brackets an verschiedenen Bögen größer ist als unter Verwendung eines rechteckigen Slots (Vergleichsbracket) oder des parallelwandigen Anteils des P-Brackets. Ob durch die Einligierung eines ausreichend dimensionierten Bogens in den ovalen Slotanteil des P-Brackets tatsächlich eine Reduktion der Torquedrehmomente und eine sanftere Torquebewegung erreicht werden kann, ist fraglich. Zwar lässt sich das maximale Torquedrehmoment durch die ovale Slotform deutlich verringern, jedoch sollte die klinische Umsetzbarkeit kritisch betrachtet werden. Aufgrund des großen

Torquespiels ist zunächst eine erhebliche Rotationsbewegung erforderlich, bevor ein therapeutisch wirksames Drehmoment einsetzt.

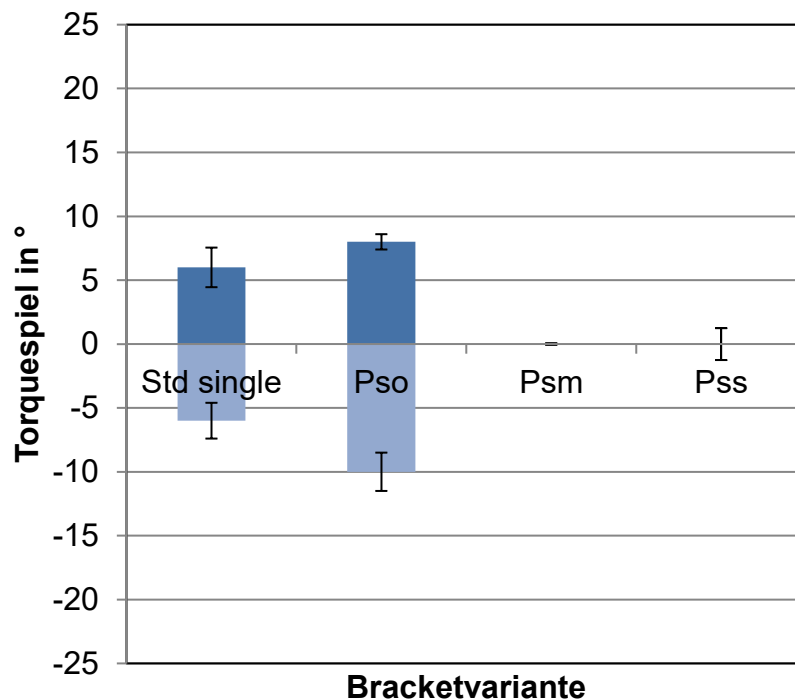


Abb. 44: Torquespiel der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv.

Tab. 21: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pso	Psm	Pss
Std single	ns	s	s
Pso		s	s
Psm			ns

Tab. 22: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pso	Psm	Pss
Std single	s	s	s
Pso		s	s
Psm			ns

Das Torquespiel der Twinbracket-Varianten am NiTi-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016" veranschaulicht Abbildung 45. An allen Bracketvarianten findet sich ein Torquespiel von $\pm 20,0^\circ$, da mit keiner der Varianten ein therapeutisches Drehmoment von 5,0 Nmm erzielt werden kann. Es ist ohnehin fraglich, inwiefern eine Torquebewegung an einem Nickel-Titan-Bogen geringer Dimensionierung erzielbar und klinisch umsetzbar ist. Da alle Bracketvarianten ein Torquespiel von $\pm 20,0^\circ$ aufweisen, unterscheiden sich die Ergebnisse nicht signifikant voneinander (Tab. 23 und 24).

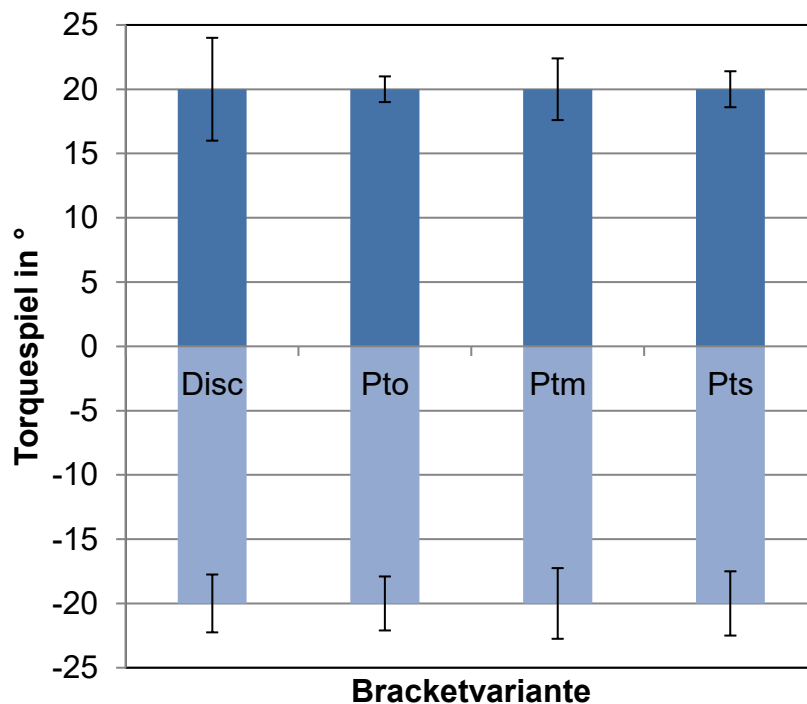


Abb. 45: Torquespiel der Twinbrackets am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv.

Tab. 23: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pto	Ptm	Pts
Disc	ns	ns	ns
Pto		ns	ns
Ptm			ns

Tab. 24: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pto	Ptm	Pts
Disc	ns	ns	ns
Pto		ns	ns
Ptm			ns

In Abbildung 46 wird das Torquespiel der Singlebracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016" veranschaulicht. Bei der Ermittlung des Torquespiels wurde wiederum ein therapeutisches Drehmoment von 5,0 Nmm zugrunde gelegt und das Torquespiel als der Rotationswinkel definiert, welcher notwendig ist, um dieses therapeutische Torquedrehmoment zu erzielen. Da das Standard-Vergleichsbracket kein klinisch effektives Drehmoment erzeugen konnte, beträgt das Torquespiel $\pm 20,0^\circ$. Die P-Variante mit Stopps zeigt ein Spiel von $16,0^\circ$ und $-15,0^\circ$, die P-Variante ohne Stopps ein Spiel von $\pm 14,0^\circ$ und die P-Variante mit selektiven Stopps eines von $+14,0$ und $-12,5^\circ$. Die Signifikanz der Ergebnisse ist den Tabellen 25 und 26 zu entnehmen. Da die maximalen Drehmomente allerdings allesamt sehr niedrig bleiben und nur bis zu 6,9 Nmm aufweisen (P-Variante selektiv), ist die klinische Relevanz dieser Messreihe vernachlässigbar.

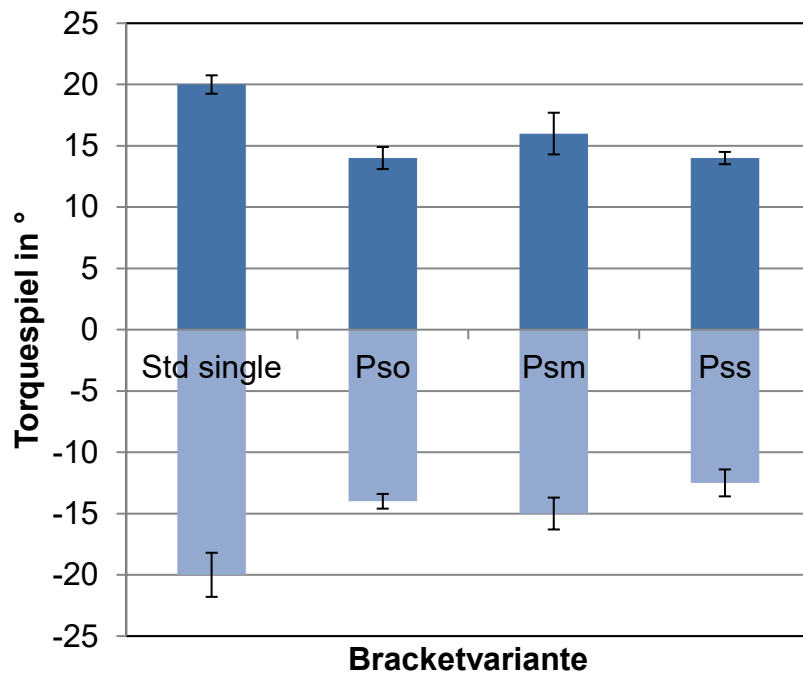


Abb. 46: Torquespiel der Singlebrackets am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv.

Tab. 25: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pso	Psm	Pss
Std single	s	s	s
Pso		ns	ns
Psm			ns

Tab. 26: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant.

	Pso	Psm	Pss
Std single	s	s	s
Pso		ns	s
Psm			s

4. Diskussion

4.1 Diskussion der Methodik

4.1.1 Simulationsmessungen mit dem OMSS

In dieser In-vitro-Studie wurde eine Simulation der bogengeführten Zahnbewegung mithilfe eines biomechanischen Messverfahrens durchgeführt. Als Modell diente ein Duplikat eines Frasaco-Modells, das mit Brackets versehen wurde und in welches ein Drahtbogen einligiert war. Es ist jedoch zu betonen, dass die Simulation nicht die vollständige Nachbildung der parodontalen Bedingungen hinsichtlich ihrer Form und Funktion sowie der intermaxillären Einflüsse beim Zusammenbiss umfasst. Daher stellt die durchgeführte Simulation lediglich eine unvollständige Repräsentation der klinischen Gegebenheiten einer kieferorthopädischen Behandlung dar.

Trotz dieser Einschränkungen bieten die Ergebnisse wertvolle Erkenntnisse über die Interaktionen zwischen Bracket, Drahtbogen und Ligatur. Diese Interaktionen liefern wichtige Informationen zur Gleitmechanik und könnten zur Optimierung klinischer Behandlungsansätze beitragen. Besonders relevant ist, dass das OMSS in der Lage ist, die auf das Bracket ausgeübten Kräfte mithilfe von Sensoren zu messen. Über das eingesetzte Steuerungsprogramm werden die erfassten dreidimensionalen Kraftsysteme in die resultierenden Zahnbewegungen der Simulation umgerechnet. Veränderungen im Kraftsystem beeinflussen somit dynamisch die Zahnbewegungen, die während der Messung erfasst werden.

Fehler in Bezug auf die erhaltenen Werte könnten sich aus verschiedenen Aspekten des Versuchsverfahrens ergeben, wie z. B. dem Duplizieren des Frasaco-Modells, der Positionierung der Brackets, der Drahtbögen und des Sensors sowie der Sensorgenauigkeit und dem statistischen Fehler der Wiederholung. So variierten die gemessenen Kräfte zwischen den fünf Messungen je Versuchsreihe beziehungsweise je Bracket-Bogen-Kombination. Diese Beobachtung bestätigt frühere Untersuchungen, die gezeigt haben, dass die Verwendung von verschiedenen Drahtbögen derselben Legierung und Abmessung zu unterschiedlichen Kraftwerten führen kann (Fansa et al., 2009; Pompei-Reynolds und Kanavakis, 2014). Darüber hinaus könnten die Einligierung des Bogens in die Bracketslots sowie mögliche Ungenauigkeiten bei der Sensorjustierung zu unterschiedlichen Kontaktverhältnissen zwischen Draht und Bracket führen, was potenziell Messfehler begünstigt.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Grenzen dieser In-vitro-Messungen darin liegen, dass die Messungen in einer idealisierten Umgebung (Simulationsgerät) ohne parodontales Ligament, Mobilität der Nachbarzähne, Berücksichtigung der okklusalen Verhältnisse, der Muskelkräfte und des Speichels stattfanden und Ligaturen aus Edelstahl verwendet wurden. Stahliligaturen führen im Vergleich zu elastischen Ligaturen, welche in der kieferorthopädischen Behandlung vorwiegend zum Einsatz kommen, zu geringeren Reibungskräften (Vinay et al., 2014). Frühere Untersuchungen lieferten kontroverse Ergebnisse bezüglich des Einflusses von Speichel auf die Reibung und die daraus resultierenden kieferorthopädischen Kräfte (Phukaoluan et al., 2017; Thorstenson und Kusy, 2001).

Die oben beschriebenen Messwerte können aufgrund dieser Einschränkungen von den in der klinischen Praxis erzielten Werten abweichen, daher sind die erhaltenen Werte nur als Vergleichsmaßstab zwischen den verschiedenen Bracketsystemen und Drahtbögen anzusehen.

4.1.2 Verwendete Materialien

Ziel dieser Arbeit war es, das neuartige P-Bracket mit einem ovalen, innenliegenden Slotanteil auf sein Reibungsverhalten sowie seine Torqueeffektivität hin zu untersuchen. Die Slotgeometrie als Einflussgröße auf die kieferorthopädischen Behandlungsstrategien wurde in der Literatur bisher hauptsächlich bei parallelwandigen Bracketslots untersucht (Mohammed Nahidh und Yassir, 2023). Es existieren Studien, welche auf dem Markt befindliche Brackets mit parallelwandigem Slot auf ihre tatsächlichen Maße und eine genaue Geometrie hin untersuchten. Die Gestaltung des Slots spielt eine wesentliche Rolle für die optimale Interaktion zwischen Bracket und Zahnbogen. Die Geometrie des Slots kann alternativ durch die Messung des Winkels zwischen den Slotwänden oder des Konvergenzwinkels zwischen der Basis und den Slotwänden analysiert werden (Lee et al., 2016). Die Slotwände müssen so parallel wie möglich, senkrecht zum Boden, glatt und frei von Anomalien oder Verunreinigungen sein (Brown et al., 2015). Die meisten Untersuchungen betonten die fehlende Parallelität der Slotwandflächen. Es wurden MIM- und gefräste Brackets untersucht, und keines der Systeme erwies sich als geeignet, eine genaue Geometrie zu gewährleisten (Hassan, 2023).

Wenn man das Material des neuartigen Brackets betrachtet, wird deutlich, dass es sich nicht um ein konventionelles Edelstahlbracket handelt. Titan Grad 5 ist eine Titan-Aluminium-Vanadium-Legierung mit dem Hauptbestandteil Titan, welche ursprünglich für die Luft- und Raumfahrt konzipiert wurde. Das Material ist mittlerweile in vielen Branchen die am häufigsten verwendete Titanlegierung. Vor allem das gute Zusammenspiel von hoher Festigkeit bei geringer Dichte ist dabei ausschlaggebend für die vielseitigen Einsatzmöglichkeiten im Anlagen- und Maschinenbau, der Chemieindustrie, Medizintechnik und weiteren Branchen. Da es sich beim Vergleichsbracket in Twinausführung allerdings um das Discovery®-Edahlbracket der Firma Dentaaurum handelt, sollte der Materialunterschied der Brackets ebenfalls in die Diskussion einfließen.

Eine Studie, welche die Kraftübertragung und Verformung der Slots zwischen Titan- und Edahlbrackets untersuchte, kam zu dem Ergebnis, dass das Titanbracket im Vergleich zu herkömmlichen Edahlbrackets bei 15° und 30° Drehwinkelintervallen eine höhere Kraftübertragung bei Einwirkung von Torsionsdrehmomenten ermöglichte. Das Titanbracket zeigte bei der Anwendung von Torsionsdrehmomenten zudem eine höhere strukturelle Stabilität als herkömmliche Edahlbrackets (Kapur et al., 1999).

Eine andere Studie kam zu dem Ergebnis, dass die Verformungen der Slotwände bei den Edahl- und Titanbrackets als vergleichbar eingestuft werden können. Die Elastizitätsgrenzen allerdings wurden bei 28° für Edahl und bei 37° für Titan erreicht, was veranschaulicht, dass das Titanbracket eine höhere Elastizität aufweist (Magesh et al., 2018).

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen, dass die Brackets unterschiedlichen Materials nicht uneingeschränkt vergleichbare Ergebnisse hinsichtlich des Reibungsverhaltens und der Torqueeffektivität liefern. Ein Vergleich der Slotmaße von Dicovery®- und P-Bracket zeigt zudem, dass die Slotbreite des P-Brackets 0,46 mm beträgt, während das Discovery®-Bracket eine Breite von 0,56 mm aufweist. Die Ergebnisse müssen also auch im Hinblick auf diese Tatsache kritisch diskutiert werden.

Da das Standard-Singlebracket die gleiche Slotbreite und auch das gleiche Material aufweist wie das P-Bracket, fallen diese Fehlerquellen hier weg und es resultiert daraus, dass die Messungen der Singlebracket-Varianten vergleichbarere Ergebnisse liefern als die der Twinbracket-Varianten.

Hinsichtlich der untersuchten Drahtbögen wird deutlich, dass hier hauptsächlich Edelstahl-Drahtbögen zum Einsatz kamen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass sich die Studie auf die Torquebewegung und die Reibungswerte konzentrierte, wobei in der Klinik hauptsächlich Edelstahlbögen zur Anwendung kommen, wenn größere Kräfte erforderlich sind oder eine präzise Torquekontrolle benötigt wird. Bei der Torquemessung wurde zusätzlich noch ein Nickel-Titan-Bogen untersucht, was mit dem OMSS im Temperaturprüfschrank unter einer klinischen Situation nachempfundenen Bedingungen umgesetzt werden konnte. Da es sich bei den verwendeten Edelstahlbögen ausschließlich um Remanium®-Bögen der Festigkeitsklasse federhart plus handelte, ist ein Materialvergleich hier nicht notwendig.

Bei der Form der Ligatur handelte es sich bei allen Messreihen um eine vorgeformte Stahlligatur der Firma Dentaureum, was Messfehler in Bezug auf diesen Punkt vermeidet und eine gute Vergleichbarkeit der Ergebnisse ermöglicht. Allerdings resultiert die Verwendung einer jeden Ligatur in einer Einflussnahme auf die gemessenen Reibungs- und Torquewerte. Stahlligaturen zeigen eine geringere Reibung im Vergleich zu herkömmlichen elastischen Ligaturen, vorausgesetzt, sie werden unter Berücksichtigung eines geeigneten Applikationsmodells verwendet, das eine gewünschte Gleitmechanik ermöglicht. Dabei ist es von Bedeutung, dass eine Rückrotation der Stahlligaturen um etwa 90° bis 180° vorgenommen wird, was durch die Empfehlungen zahlreicher wissenschaftlicher Studien gestützt wird (Hain et al., 2003; Kahlon et al., 2010; Mendes et al., 2014; Schumacher et al., 1990).

4.2 Diskussion der Reibungswerte

Abbildung 30 veranschaulicht den Kraftverlust durch Reibung aller Bracket-Bogen-Kombinationen. Je größer der Kraftverlust durch Reibung ist, desto größer ist die systemeigene Haftreibung. Die Verwendung des rechteckigen Edelstahlbogens Remanium® 0.016" x 0.022" (0,41 mm x 0,56 mm) im ovalen Bracketslot des Panagiotidis-Brackets führt offensichtlich nicht zu einer signifikanten Reduktion der Reibung. Im Gegenteil, der rechteckige Drahtbogen im ovalen Slot des Panagiotidis-Brackets weist mit 42,3 % sogar den höchsten, gewichteten Mittelwert des Kraftverlustes auf. Allerdings ist der Unterschied zwischen dem Panagiotidis-Bracket und dem Discovery®-Bracket am gleichen rechteckigen Edelstahlbogen (35,5 %) statistisch nicht signifikant. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass der Kraftverlust

durch Reibung im ovalen Slot des Panagiotidis-Brackets bei der Verwendung eines rechteckigen Edelstahlbogens nicht signifikant reduziert wird, hingegen auf einem ähnlichen Niveau wie bei Verwendung des parallelwandigen Slots des Vergleichsbrackets bleibt. Ein signifikanter Unterschied im Kraftverlust wird jedoch bei Verwendung eines runden Drahtbogens im ovalen Slot des Panagiotidis-Brackets festgestellt. Die Werte des Kraftverlustes sind hier mit 30,2 % (0.016") bzw. 29,8 % (0.018") signifikant niedriger als die entsprechenden Werte des Vergleichsbrackets an runden Bögen.

Dass der rechteckige Edelstahlbogen Remanium® 0.016" x 0.022" (0,41 mm x 0,56 mm) am Panagiotidis-Bracket einen höheren Reibungswert aufweist als am Vergleichsbracket wird unter anderem daran liegen, dass der Slot des Discovery®-Brackets mit 0,56 mm breiter ist als der parallelwandige Anteil des P-Brackets mit 0,46 mm. Somit hat der Bogen im Discovery®-Bracket etwas mehr Spiel und erreicht niedrigere Reibungswerte.

Erwartungsgemäß ist die Reibung beider runder Drahtbögen im P-Bracket signifikant niedriger als im Vergleichsbracket, da hier ein runder Bogen in einen runden (ovalen) Slot einligiert wurde. Die Sinnhaftigkeit dieser Kombination in Hinblick auf die Erzielung kieferorthopädischer Behandlungsergebnisse ist allerdings kritisch zu beurteilen, da für eine dreidimensionale Kontrolle bei der Zahnbewegung ein rechteckiges Element erforderlich ist. Eine Kippung des Slots, die bei herkömmlichen Bracketformen erforderlich ist, um eine Bewegung dritter Ordnung zu induzieren, dürfte bei Verwendung des ovalen Slots besonders in Kombination mit einem runden Drahtbogen keine signifikante Veränderung der Krafteinwirkung bewirken. Runde Führungsbögen bieten lediglich eine Kontrolle in zwei Raumebenen (Garner et al., 1986).

4.3 Diskussion der Torquewerte

4.3.1 Maximales Torquedrehmoment

Die Ergebnisse der Torquemessungen lassen die Schlussfolgerung zu, dass grundsätzlich die Torquedrehmomente bei Wirken des Bogens im ovalen Slotanteil des neuartigen P-Brackets niedriger sind als bei Anwendung eines parallelwandigen Slots, sei es das jeweilige Vergleichsbracket in Single- oder Twinausführung oder aber

der parallelwandige Anteil des P-Brackets. Es muss allerdings kritisch hinterfragt werden, inwiefern für eine effiziente Torquebewegung überhaupt die Anwendung des ovalen Slots zielführend ist.

Deutlich wird, dass bei Einligierung des Remanium®-Edelstahlbogens 0.016“ x 0.016“ bei den Twinbrackets außer durch die P-Variante mit Stopps kein therapeutisches Drehmoment erzeugt werden kann, sodass ein Vergleich der Bracketvarianten hier nicht lohnend erscheint (Abb. 31). Bei der Single-Ausführung wird nur durch die P-Variante mit Stopps sowie durch die P-Variante mit selektiven Stopps ein therapeutisches Drehmoment erzeugt (Abb. 32). Dies ist insofern interessant, als dass durch Wirken des Bogens im ovalen Slotanteil ausschließlich des fehlstehenden Zahnes zwar eine effiziente Torquebewegung durchgeführt werden kann, diese allerdings durch eine sanftere und gleichmäßigere Drehmomentübertragung möglich ist. Dass sich hier die Ergebnisse der P-Variante mit selektiven Stopps von der Twin- zur Single-Variante so deutlich unterscheiden, ist wohl darauf zurückzuführen, dass auch das Reibungsverhalten durch die Bracketbreite beeinflusst wird. Zahlreiche Studien haben gezeigt, dass die Reibungskraft in umgekehrter Proportionalität zur Breite des Brackets steht (Husain und Kumar, 2011; Williams und Khalaf, 2013). Somit ist die Reibungskraft also bei der Single-Variante des gleichen Brackettyps größer als bei der Twin-Variante, woraus auch ein größeres Torquedrehmoment resultieren kann.

Der Remanium®-Edelstahl-Drahtbogen 0.016“ x 0.022“ ermöglicht bei den Twinbrackets ein deutliches Torquedrehmoment bei Einsatz aller Bracketvarianten (Abb. 33). Das Vergleichsbracket Discovery® zeigt hier ein signifikant höheres Drehmoment als alle P-Varianten, was vor allem auf das unterschiedliche Material des Discovery®-Brackets zurückzuführen sein dürfte.

Bei den Single-Varianten erzeugen nur das P-Bracket mit Stopps und das Standard-Bracket ein therapeutisches Drehmoment (Abb. 34). Da beide Varianten ein nicht signifikant unterschiedliches Drehmoment ermöglichen und die klinische Praktikabilität der Anwendung von Stopps an allen Brackets der P-Variante diskutabel ist, ist das Standard-Bracket hier vorzuziehen.

Die Twinbrackets am Remanium®-Edelstahlbogen 0.017“ x 0.025“ erzeugen alle ein sehr hohes Torquedrehmoment (Abb. 35), wobei auch die P-Variante ohne Stopps mit 16,2 Nmm ein zufriedenstellendes Ergebnis liefert. Da hier das aufwendige Sperren der ovalen Slotanteile ausbleibt, wäre das P-Bracket eine klinisch durchaus sinnvolle

Alternative zu einem Standard-Bracket. Dass das Torquedrehmoment der P-Variante ohne Stopps hier höher ist als jenes der P-Variante mit selektiven Stopps war nicht zu erwarten, kann aber auf die jeweilige Applikation der Ligatur oder aber auch auf die nicht exakt reproduzierbare Justierung des Systems Bracketadapter/Sensor - Modell mit Bogen - Ligatur zurückzuführen sein. Abbildung 36 zeigt ähnliche Ergebnisse bei dem gleichen Bogen und den Singlebracket-Varianten.

Der Neo Sentalloy®-Nickel-Titan-Bogen 0.016" x 0.016" kann an allen Twinbracket-Varianten kein therapeutisches Drehmoment erzeugen, weshalb diese Messung klinisch keine Relevanz hat (Abb. 37). Die Single-P-Varianten überschreiten mit bis zu 6,8 Nmm die Grenze für ein klinisch effizientes Drehmoment von 5,0 Nmm, wobei Nickel-Titan-Bögen für die Torquebewegung in der Kieferorthopädie kaum Anwendung finden und diese Messungen somit keine klinisch verwertbaren Ergebnisse liefern. Legierungen mit einem verminderten Elastizitätsmodul wie NiTi und β -Ti (TMA) zeigen lediglich einen Bruchteil der Torsionsstabilität von Edelstahl und sind aufgrund ihrer geringeren Härte weniger effizient in der Übertragung von Drehmomenten auf den Bracketslot (Kusy, 1983).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass bei ausreichender Dimensionierung des Drahtbogens durchaus mit dem ovalen Slotanteil des neuartigen Brackets eine Torquebewegung möglich sein sollte und die Drehmomente selbst bei der P-Variante ohne Anwendung von Stopps das therapeutische Drehmoment von 5,0 Nmm deutlich überschreiten. Die Variation der Ergebnisse und die teilweise nicht ganz schlüssigen Messwerte, besonders bei Vergleich der drei P-Varianten, sind sicherlich auf verschiedene Fehlerquellen zurückzuführen. So ist die Positionierung der Brackets auf den Versuchsmodellen von entscheidender Bedeutung, da die vertikale und richtig angulierte Positionierung der Brackets auf den Zähnen einen entscheidenden Faktor bei der Torquebewegung darstellt. Eine Abweichung von 3° bei der Positionierung des Brackets kann in einer Ablenkung der Wurzelspitze um 0,7 mm resultieren. Eine Ungenauigkeit bei der Angulation des Brackets ist nicht ungewöhnlich, da die Platzierung insbesondere bei Prämolaren, oberen seitlichen Inzisiven und unteren Inzisiven oftmals erschwert ist. Darüber hinaus ist die Beurteilung der Wurzelposition und -form klinisch sehr schwierig, besonders wenn die Kronenkontur ungewöhnlich ist (Meyer und Nelson, 1987). Miethke (1997) argumentierte, dass bereits eine vertikale Fehlpositionierung von nur 1 mm eine Torque-Änderung im Bereich von 10° bis 15° zur Folge haben kann.

Weitere Faktoren sind die Applikation der Ligatur sowie die Montage von Bracket-adapter und Modell im OMSS. All dies ist nicht exakt reproduzierbar und Abweichungen zwischen den Versuchsreihen resultieren in einem Messfehler.

4.3.2 Torquespiel

Es konnte gezeigt werden, dass das Torquespiel der einzelnen Bracket/Bogen-Kombinationen größtenteils der Logik folgt, dass abgerundete Slotkanten, die von einer rechteckigen Form abweichen (Cash et al., 2004), ein vergrößerter Slot oder ein kleinerer Drahtbogen zu einem erhöhten Spiel beitragen (Morina et al., 2008). Zudem lassen die meisten Messergebnisse die Schlussfolgerung zu, dass bei ausreichender Dimensionierung des Drahtbogens (Remanium®-Edelstahlbogen 0.016" x 0.022" und 0.017" x 0.025") das Torquespiel bei der P-Variante ohne Stopps im Vergleich zu den anderen Kombinationen größer ist, allerdings dennoch ein therapeutisches Torquedrehmoment erreicht wird. Dies lässt die Schlussfolgerung zu, dass bei Anwendung des ovalen Bracket-slots eine sanftere Torquebewegung erzielt werden kann. Es konnte gezeigt werden, dass sowohl der Remanium®-Edelstahlbogen 0.016" x 0.016" als auch der Neo Sentalloy®-NiTi-Bogen 0.016" x 0.016" keine effiziente Torquebewegung ermöglichen, da aufgrund der zu kleinen Dimensionierung des Drahtbogens ein Torquespiel von bis zu 20,0° resultiert und das therapeutische Drehmoment von 5,0 Nmm kaum erreicht wird.

4.4 Klinische Schlussfolgerungen: Praktikabilität in der kieferorthopädischen Behandlung

In dieser experimentellen Untersuchung konnte gezeigt werden, dass die Reibung durch den neuartigen, ovalen Slot im Vergleich zum Standardbracketslot bei Einligierung eines rechteckigen Drahtbogens nicht signifikant reduziert werden kann. Lediglich die Verwendung eines runden Bogens im ovalen Slotanteil des Brackets führte zu einer Reduktion der Reibung. Dies zeigt, dass in der Nivellierungsphase der kieferorthopädischen Behandlung, in welcher oftmals runde Bögen zum Einsatz kommen, um eine gleichmäßigere Kraftverteilung und sanftere Zahnbewegung zu ermöglichen (Kahl-Nieke, 2001), die Verwendung des ovalen Slots durchaus sinnvoll

sein kann. Da allerdings für die weiteren Phasen der Behandlung die Verwendung von rechteckigen Bögen zwecks präziserer Zahnbewegung und besserer Kontrolle obligat ist, müsste im Laufe der Behandlung das Bracketsystem gewechselt werden, was klinisch kaum sinnvoll und praktikabel erscheint.

Bei der Betrachtung der Torqueergebnisse zeigt sich, dass durchaus durch Anwendung des ovalen Slotanteils und Wahl eines geeigneten Bogens eine therapeutische Torquebewegung mit niedrigeren Drehmomentwerten erzielt werden kann. Allerdings ist auch hier die klinische Praktikabilität fragwürdig, da wie zuvor erläutert der ovale Bracketslot nur während selektiver Behandlungsschritte von Vorteil wäre und somit ein Wechsel des Bracketsystems im Laufe der Behandlung resultieren würde.

Die klinische Bedeutung der Anwendung von Stopps am P-Bracket in verschiedenen Konstellationen ist als gering einzuschätzen, da das Einbringen der Stopps einen zeitaufwendigen, zusätzlichen Behandlungsschritt darstellt und für den kieferorthopädischen Behandler kaum attraktiv sein dürfte. Zudem konnte in keiner Messreihe ein Vorteil der P-Variante mit Stopps oder mit selektiven Stopps gegenüber dem Vergleichsbracket oder der P-Variante ohne Stopps herausgestellt werden.

Insgesamt erscheint auf Grundlage dieser experimentellen Ergebnisse der Nutzen dieses neuartigen Brackets eher gering. Eine abschließende Beurteilung in Bezug auf einen möglichen klinischen Vorteil gegenüber konventionellen Brackets könnte in einer klinischen Studie erfolgen.

5. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, die biomechanischen Eigenschaften eines neuartigen Brackets mit ovalem Slot zu untersuchen und die Auswirkungen auf Reibungs- und Torquewerte im Vergleich zu Standard-Vergleichsbrackets zu analysieren. Untersucht wurden drei Varianten des Panagiotidis-Brackets: ohne Stopps, mit selektiven Stopps an fehlstehenden Zähnen und mit Stopps an allen Zähnen. Diese wurden mit einem Standard-Singlebracket sowie einem Discovery®-Twinbracket verglichen. Die Messungen erfolgten mit rechteckigen und runden Remanium®-Edelstahlbögen sowie einem Nickel-Titan-Bogen (Neo Sentalloy®). Die Reibungswerte und das Torquedrehmoment wurden mit dem orthodontischen Mess- und Simulationssystem erfasst.

Die Verwendung des rechteckigen Remanium®-Edelstahlbogens (0.016" x 0.022") im ovalen Slot des Panagiotidis-Brackets führte nicht zu einer signifikanten Reduktion der Reibung im Vergleich zum parallelwandigen Slot des Discovery®-Brackets. Ganz im Gegenteil war der Kraftverlust durch Reibung am Panagiotidis-Bracket mit 42,3% am höchsten. Ein signifikanter Unterschied zeigte sich jedoch bei der Verwendung runder Bögen (0.016" und 0.018") im ovalen Slot des Panagiotidis-Brackets, wo der Kraftverlust mit 30,2% bzw. 29,8% deutlich niedriger ausfiel als beim Discovery®-Bracket. Dies zeigt, dass der ovale Slot insbesondere bei runden Drahtbögen eine signifikante Reduktion der Reibung ermöglicht.

Ein klinisch effektives Torquedrehmoment kann bei einer ausreichenden Dimensionierung des Drahtbogens auch mit dem ovalen Slotanteil erzielt werden. Die Drehmomente der Vergleichsbrackets in Single- und Twinausführung waren dabei zumeist größer als die der Panagiotidis-Varianten, was schlussfolgern lässt, dass möglicherweise eine sanftere Torquebewegung durch das Panagiotidis-Bracket erzielt werden könnte. Die Kraft konnte teilweise sogar mehr als halbiert werden. So betrug das maximale Torquedrehmoment ca. 22 Nmm am Remanium®-Edelstahlbogen 0.017" x 0.025" beim Standard-Singlebracket und Panagiotidis-Bracket mit Stopps und zwischen 10,4 Nmm und 13,4 Nmm beim Panagiotidis-Bracket ohne oder mit selektiven Stopps. Allerdings lieferten die Messungen, besonders in Hinblick auf den Vergleich der verschiedenen Varianten des Panagiotidis-Bracket, teils kontroverse Ergebnisse und es scheint nicht möglich zu sein, eine planbare und reproduzierbare Dosierung der Kraft mittels gezielter Einbringung der Stopps vorzunehmen.

Die Ergebnisse zeigen, dass der ovale Slot in Verbindung mit runden Bögen eine Reibungsreduktion ermöglicht, was vor allem in der Nivellierungsphase der kieferorthopädischen Behandlung von Vorteil sein könnte. Für spätere Behandlungsschritte sind jedoch rechteckige Bögen erforderlich, was die Verwendung des Panagiotidis-Brackets in der klinischen Praxis erschwert. Der klinische Nutzen der Stopps am Panagiotidis-Bracket ist aufgrund des Aufwands bei der Applikation und auch aufgrund der kontroversen Messergebnisse fraglich. Insgesamt zeigt die Arbeit, dass der Panagiotidis-Ansatz eine potenzielle Anwendung in spezifischen Behandlungsphasen bietet, jedoch nicht ohne praktische Einschränkungen.

6. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung des neuartigen Bracketslots nach Panagiotidis, im Folgenden P-Bracket (zur Verfügung gestellt von Dr. Panagiotidis). 9

Abbildung 2: Schematische Darstellung des Einbringens sogenannter Stopps in den ovalen Slotanteil des Panagiotidis-Brackets (zur Verfügung gestellt von Dr. Panagiotidis). 9

Abbildung 3: Darstellung der verschiedenen Formen der Zahnbewegung von links nach rechts: Unkontrollierte Kippung, kontrollierte Kippung, Translation, Wurzeltorque. RC: Rotationszentrum, CR: Widerstandszentrum (modifiziert nach Harzer, 2011). 10

Abbildung 4: Darstellung einer Multibandapparatur mit selbstligierenden Brackets und Bögen (Holtmann, 2012). 11

Abbildung 5: Elastische Deformation des Drahtes (modifiziert nach Schumacher et al., 1990). 12

Abbildung 6: Bogengeführte Zahnbewegung; K=Kraft, WZ=Widerstandszentrum, M=Drehmoment (modifiziert nach Drescher et al., 1990). 12

Abbildung 7: Darstellung der Torqueveränderung der zentralen Oberkieferinzisiven zwischen prä- (schwarze Linie) und posttherapeutischem (rote Linie) Fernröntgenseitenbild zur vorderen Schädelbasis und der Oberkiefergrundebeine; NSL = Nasion Sella Linie, SNA = Spina nasalis anterior, SNP = Spina nasalis posterior (modifiziert nach Wichelhaus et al., 2021). 18

Abbildung 8: Innenmaße des neuartigen Brackets (modifiziert nach einer Abbildung von Dr. Panagiotidis). 23

Abbildung 9: Innenmaße eines Standard-Edgewise-Brackets (modifiziert nach einer Abbildung von Dr. Panagiotidis). 23

- Abbildung 10: Veranschaulichung des unterschiedlichen Spielwinkels bei Single- und Twinbracket (zur Verfügung gestellt von Dr. Panagiotidis). 24
- Abbildung 11: Darstellung von Ligaturendraht als Stopp und darüberliegendem Bogendraht im Panagiotidis-Bracket (zur Verfügung gestellt von Dr. Panagiotidis). 25
- Abbildung 12: Dentaureum Discovery®-Bracket (eigene Aufnahme). 26
- Abbildung 13: Untersuchtes Standard-Single-Bracket. Es handelt sich um ein speziell für die Untersuchung zu Vergleichszwecken hergestelltes Bracket (eigene Aufnahme). 26
- Abbildung 14: Verwendete Stahlligatur Remanium® der Firma Dentaureum (modifiziert nach Szczupakowski, 2015).. 27
- Abbildung 15: Schematischer Aufbau des Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (modifiziert nach Bourauel et al., 1992). 29
- Abbildung 16: Das Orthodontische Mess- und Simulations-System im Versuchsaufbau (modifiziert nach Fansa, 2009). 29
- Abbildung 17: Versuchsaufbau für die Reibungsmessung, hier beispielhaft an Zahn 13 mit Speed-Appliance-Brackets und NiTi-Bogen (modifiziert nach Szczupakowski, 2015). 30
- Abbildung 18: Versuchsaufbau zur Torquemessung mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-Systems (eigene Aufnahme). 31
- Abbildung 19: Grafische Darstellung einer beispielhaften Reibungsmessung mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System. 33
- Abbildung 20: Beispiele für Torquemessungen an verschiedenen Bracketvarianten an einem identischen Drahtbogen mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System. 34

Abbildung 21: Grafische Darstellung der Torquemessung einer Bracket/Bogen-Kombination. 37

Abbildung 22: Grafische Darstellung des gemittelten Hin- und Rückweges einer Torquemessung mit dem Orthodontischen Mess- und Simulations-System, anhand derer das Torquespiel abgelesen werden kann (rote Linien). 37

Abbildung 23: Torquemessung Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp am Edelstahlbogen Remanium® 0.016" x 0.016". 38

Abbildung 24: Reibungsmessung des Discovery®-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.016" x 0.022". 41

Abbildung 25: Reibungsmessung des Discovery®-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.016" rund. 42

Abbildung 26: Reibungsmessung des Discovery®-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.018" rund. 43

Abbildung 27: Reibungsmessung des Panagiotidis-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.016" x 0.022". 44

Abbildung 28: Reibungsmessung des Panagiotidis-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.016" rund. 45

Abbildung 29: Reibungsmessung des Panagiotidis-Twinbrackets am Edelstahlbogen Remanium® 0.018" rund. 45

Abbildung 30: Reibungsverlust aller Bracket/Bogen-Kombinationen der Reibungsmessung; Pan = Panagiotidis-Bracket, Disc = Discovery®-Twinbracket; 0.016" = Edelstahlbogen Remanium® 0.016" rund, 0.018" = Edelstahlbogen Remanium® 0.018" rund, 0.016" x 0.022" = Edelstahlbogen Remanium® 0.016" x 0.022". 46

Abbildung 31: Maximales Torquedrehmoment der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv. 49

Abbildung 32: Maximales Torquedrehmoment der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv. 50

Abbildung 33: Maximales Torquedrehmoment der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv. 52

Abbildung 34: Maximales Torquedrehmoment der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv. 53

Abbildung 35: Maximales Torquedrehmoment der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv. 54

Abbildung 36: Maximales Torquedrehmoment der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv. 56

Abbildung 37: Maximales Torquedrehmoment der Twinbrackets am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv. 57

Abbildung 38: Maximales Torquedrehmoment der Singlebrackets am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv. 58

Abbildung 39: Torquespiel der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv. 60

Abbildung 40: Torquespiel der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv. 61

Abbildung 41: Torquespiel der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv. 63

Abbildung 42: Torquespiel der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv. 64

Abbildung 43: Torquespiel der Twinbrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv. 65

Abbildung 44: Torquespiel der Singlebrackets am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv. 67

Abbildung 45: Torquespiel der Twinbrackets am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; Disc = Discovery®-Twinbracket, Pto = Panagiotidis-Twinbracket ohne Stopp, Ptm = Panagiotidis-Twinbracket mit Stopp an allen Zähnen, Pts = Panagiotidis-Twinbracket Stopp selektiv. 68

Abbildung 46: Torquespiel der Singlebrackets am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; Std single = Standard-Singlebracket, Pso = Panagiotidis-Singlebracket ohne Stopp, Psm = Panagiotidis-Singlebracket mit Stopp, Pss = Panagiotidis-Singlebracket Stopp selektiv. 70

7. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht aller Drahtbögen für die Reibungs- und Torquemessung.	28
Tabelle 2: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Reibungsergebnisse der untersuchten Bracket/Bogen-Kombinationen; signifikant = $p < 0,05$; Erläuterungen zu den Bracketvarianten und Drahtbögen wie in Abbildung 30.	47
Tabelle 3: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; signifikant = $p < 0,05$.	49
Tabelle 4: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; signifikant = $p < 0,05$.	51
Tabelle 5: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; signifikant = $p < 0,05$.	52
Tabelle 6: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; signifikant = $p < 0,05$.	53
Tabelle 7: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; signifikant = $p < 0,05$.	55
Tabelle 8: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; signifikant = $p < 0,05$.	56
Tabelle 9: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Twinbracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; signifikant = $p < 0,05$.	57

Tabelle 10: Ergebnisse des t-Tests zum Vergleich der Torquedrehmomente der untersuchten Singlebracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; signifikant = $p < 0,05$. 58

Tabelle 11: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 60

Tabelle 12: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 60

Tabelle 13: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 62

Tabelle 14: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 62

Tabelle 15: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 63

Tabelle 16: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 63

Tabelle 17: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 64

Tabelle 18: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.016" x 0.022"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 65

Tabelle 19: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 66

Tabelle 20: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 66

Tabelle 21: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 67

Tabelle 22: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Edelstahl-Drahtbogen Remanium® 0.017" x 0.025"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 67

Tabelle 23: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 68

Tabelle 24: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Twinbracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 69

Tabelle 25: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des positiven Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 70

Tabelle 26: Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels Konfidenzintervallen zum Vergleich des negativen Torquespiels der untersuchten Singlebracket-Varianten am Nickel-Titan-Drahtbogen Neo Sentalloy® 0.016" x 0.016"; s = signifikant, ns = nicht signifikant. 70

8. Literaturverzeichnis

Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022 x 0.028 edgewise bracket in vitro. J Biomech 1970; 3: 151-160

Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C. Torque Expression in Stainless Steel Orthodontic Brackets: A Systematic Review. Angle Orthod 2010; 80: 201–210

Bantleon HP, Droschl H. Fronttorque mit Hilfe der Teilbogentechnik. Fortschr Kieferorth 1988; 49: 203-212

Benedikt M. Biomechanische Grundfragen. In: Archiv für Entwicklungsmechanik der Organismen 1910; 31: 164–174

Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental apparatus for the simulation of threedimensional movements in orthodontics. J Biomed Eng 1992; 14: 371-378

Bourauel C, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Ziegler A, Jäger A. Computer-aided analysis of the biomechanics of tooth movements. Int J Comput Dent 2007; 10: 25-40

Brown P, Wagner W, Choi H. Orthodontic bracket slot dimensions as measured from entire bracket series. Angle Orthod 2015; 85: 678–682

Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. Am J Orthod 1966; 99-120

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

Casa MA, Faltin RM, Faltin K, Sander FG, Arana-Chavez VE. Root resorptions in upper first premolars after application of continuous torque moment. Intra-individual study. J Orofac Orthop 2001; 62: 285–295

Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets—are standards as expected? *Angle Orthod* 2004; 74: 450-453

Daratsianos N. Biomechanical analysis of torque capabilities of lingual brackets. Masterarbeit der Hanover Medical School, Department of Orthodontics; 2010

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 J Orthod* 2016; 38: 459-469

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

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

Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Stuttgart-New York: Georg Thieme Verlag, 2005

Fansa M. Nivellierungseffektivität von selbstligierenden und konventionellen Brackets bei kombinierter Zahnfehlstellung. Dissertationsschrift aus der Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn (2009)

Fansa M, Keilig L, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. The leveling effectiveness of self-ligating and conventional brackets for complex tooth malalignments. *J Orofac Orthop* 2009; 70: 285–296

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

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

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

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

Goel P, Tandon R, Agrawal KK. A comparative study of different intrusion methods and their effect on maxillary incisors. *J Oral Biol Craniofac Res* 2014; 4:186–191

Gouyon Matignon Pontouraude MA, Von den Hoff JW, Baan F, Bruggink R, Bloemen M, Bronkhorst EM, Ongkosuwito EM. Highly variable rate of orthodontic tooth movement measured by a novel 3D method correlates with gingival inflammation. *Clin Oral Investig* 202; 25: 1945-1952

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

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

Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur J Orthod* 2004; 26: 435–441

Hassan MNM. Evaluation of canines retraction using different bracket systems: A randomized clinical trial. Ph.D. Thesis, Medical Faculty, University of Baghdad, Irak, 2023

Holtmann S. Nivellierungseffektivität und initiale Kraftsysteme verschiedener Bracket/Drahtbogen-Kombinationen bei kombinierter Zahnfehlstellung. Dissertationsschrift aus der Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn (2012)

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

Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. München-Jena: Urban und Fischer Verlag, 2001

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

Kapur R, Pramod KS, Nanda RS. Comparison of load transmission and bracket deformation between titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod* 1999; 116: 275-278

Katsikogianni E, Reimann S, Weber A, Karp J, Bourauel C. A comparative experimental investigation of torque capabilities induced by conventional and active, passive self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 2015; 37: 440-446

Kopsahilis IE, Drescher D. Friktionsverhalten des Drahtmaterials Gummetal®. *J Orofac Orthop* 2022; 83: 59–72

Kusy RP. On the use of nomograms to determine the elastic property ratios of orthodontic arch wires. *Am J Orthod* 1983; 83: 374-381

Lee Y, Lee DY, Kim YJR. Dimensional accuracy of ceramic self-ligating brackets and estimates of theoretical torsional play. *Angle Orthod* 2016; 86: 804–809

Magesh V, Harikrishnan P, Kingsly Jeba Singh D. Finite element analysis of slot wall deformation in stainless steel and titanium orthodontic brackets during simulated palatal root torque. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2018; 153: 481-488

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

Meyer M, Nelson G. Preadjusted edgewise appliances: theory and practice. *Am J Orthod* 1987; 73: 485-498

Miethke RR. Third order tooth movements with straight wire appliances. Influence of vestibular tooth crown morphology in the vertical plane. *J Orofac Orthop* 1997; 58: 186-197

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

Möhlhenrich SC, Alexandridis C, Peters F, Kniha K, Modabber A, Danesh G, Fritz U. Three-dimensional evaluation of bracket placement accuracy and excess bonding adhesive depending on indirect bonding technique and bracket geometry: an in-vitro study. *Head Face Med* 2020; 16:17

Mohammed Nahidh M, Yassir AY. Evaluating orthodontic bracket slot dimensions and morphology: A narrative review. *J Orthod Sci* 2023; 12:40

Morina E, Eliades T, Pandis N, Jaeger A, Bourauel C. Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod* 2008; 30:233–238

Papageorgiou SN, Sifakakis I, Doulis I, Eliades T, Bourauel C. Torque efficiency of square and rectangular archwires into 0.018 and 0.022 in. conventional brackets. *Prog Orthod* 2015; 17: 5

Pedersen E, Andersen K, Gjessing PE. Electronic determination of centres of rotation produced by orthodontic force systems. *Eur J Orthod* 1990; 12: 272-280

Perrey W, Konermann A, Keilig L, Reimann S, Jäger A, Bourauel C. Effect of archwire qualities and bracket designs on the force systems during leveling of malaligned teeth. *J Orofac Orthop* 2015; 76: 129–142

Peterson L, Spencer R, Andreasen GF. A comparison of friction resistance for Nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets. Quintessence Int Dent Dig 1982; 13: 563-571

Petzold V. Formgedächtnistechnik- Tiefbohren und Mikrofräsen von NiTi. Vulkan Verlag Essen, Dissertation, Universität Dortmund, 2006

Phukaoluan A, Khantachawana A, Kaewtatip P, Dechkunakorn S, Anuwongnukroh N, Santiwong P, Kajornchaiyakul J. Comparison of friction forces between stainless orthodontic steel brackets and TiNi wires in wet and dry conditions. Int J Orthod 2017; 15: 13-24

Pompei-Reynolds RC, Kanavakis G. Interslot variations of transition temperature range and force delivery in copper-nickel titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofac Orthop 2014; 146: 215–226

Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the Elasticity Parameters of the Human Periodontal Ligament and the Location of the Center of Resistance of Single-rooted Teeth. J Orofac Orthop 2002; 63: 358-370

Sander FG, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Kieferorthopädie. Stuttgart-New York: Thieme Verlag, 2011

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

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

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

Schwarz K, Crismani AG, Strobel N, Bantleon HP. Praktischer Nutzen und klinische Relevanz des Binding Effektes. Inf Orthop Kieferorthop 2007; 39: 48-52

Stöckel D, Hornbogen E, Ritter F, Tautzenberger P. Formgedächtnislegierungen. In: Stöckel D. (Hrsg.): Legierungen mit Formgedächtnis. Böblingen: Expert-Verlag, 1988

Szczupakowski AM. Materialtechnische Untersuchungen an selbstligierenden und konventionellen Brackets mit verschiedenen Ligatursystemen zu ihrem tribologischen Verhalten. Dissertationsschrift aus der Medizinischen Fakultät der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn (2015)

Tautzenberger P, Stöckel D. Anwendung von Formgedächtnislegierungen in der Technik. Z f wirtsch Fertigung. 1986; 81: 703-708

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

Tipler PA, Mosca G. Physik für Wissenschaftler und Ingenieure. Berlin, Heidelberg: Springer Spektrum, 2015

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

Wagner JA, Nikolai RJ. Stiffness of incisor segments of edgewise arches in torsion and bending. Angle Orthod 1985; 55: 37–50

Wichelhaus A, Sander FG. Biomechanical evaluation of the new torque segmented archwire (TSA). J Orofac Orthop 1995; 56: 224–235

Wichelhaus A, Dulla M, Sabbagh H, Baumert U, Stocker T. Stainless steel and NiTi torque archwires and apical root resorption. Fortschr Kieferorthop 2021; 82: 1-12

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

9. Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn – Arbeitsgruppe Oralmedizinische Technologie - unter Betreuung von Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel durchgeführt.

Die Konzeption der Arbeit erfolgte in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel und Dr. Georgios Panagiotidis, welcher das neuartige Bracket entwarf und dieses sowie das Standard-Vergleichsbracket in Singleausführung zur Verfügung stellte.

Sämtliche Versuche wurden nach Einarbeitung durch Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel von mir eigenständig durchgeführt.

Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial wurde eigenständig generiert.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Anleitung durch Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel durch mich, wobei Dr. rer. nat. Dipl.-Math. L. Keilig ein Excel-Programm zur statistischen Auswertung des Torquespiels erstellt hat.

Bei der Erstellung dieser Arbeit verwendete ich an einigen wenigen Stellen ChatGPT, um die Lesbarkeit und Sprache des Manuskripts zu verbessern. Nach der Verwendung dieses Tools habe ich die entsprechenden Passagen überprüft und bearbeitet und übernehme die volle Verantwortung für den Inhalt der veröffentlichten Dissertationsschrift.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

10. Danksagung

An erster Stelle gilt mein aufrichtiger Dank meinem geschätzten Doktorvater, Professor Dr. rer. nat. Christoph Bourauel, der mich während der gesamten Anfertigung dieser Dissertation mit großer fachlicher Kompetenz, wertvollen Ratschlägen und stetiger Unterstützung begleitet hat. Sein offenes Ohr und sein Engagement haben maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Ebenso danke ich der gesamten Arbeitsgruppe für die angenehme Arbeitsatmosphäre und die kollegiale Unterstützung. Mein besonderer Dank gilt Dr. rer. nat. Dipl.-Math. L. Keilig, der mit großem Einsatz ein Excel-Programm zur statistischen Auswertung erstellt und damit einen wesentlichen Beitrag zur Analyse der erhobenen Daten geleistet hat.

Mein Dank gilt außerdem Dr. Georgios Panagiotidis, der durch die Entwicklung und großzügige Bereitstellung des neuartigen Bracketsystems die Grundlage für diese Arbeit geschaffen hat. Darüber hinaus danke ich ihm für die Überlassung zahlreicher Abbildungen und Visualisierungen, die wesentlich zur Veranschaulichung der Inhalte beigetragen haben.

Ein tief empfundener Dank gebührt meinen Eltern, die mich nicht nur während meines Studiums in jeder Hinsicht unterstützt, sondern mir diese Ausbildung erst ermöglicht haben. Ihr Rückhalt und ihre Ermutigung waren von unschätzbarem Wert.

Nicht zuletzt danke ich meinem Ehemann Benjamin, der mir stets den Rücken freigehalten, mich motiviert und mich ermutigt hat, auch in herausfordernden Phasen nicht aufzugeben.

Mein größter Dank jedoch gilt meiner geliebten Tochter Hilda, die mir jeden Tag aufs Neue Kraft und Inspiration schenkt. Sie ist meine größte Motivation, stets voranzuschreiten und ihr ein gutes Vorbild zu sein.