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

**Prüfung der Torque- und Dimensionsstabilität
von Kunststoffbrackets**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Mee-Yoen Ro

2006

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

gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Bernd Nürnberg
Dekan

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

1	Einleitung	1
2	Literatur	2
2.1	Festsitzende Apparaturen	2
2.1.1	Brackets	3
2.1.2	Ligaturen	5
2.1.3	Drähte	5
2.2	Biomechanik	6
2.2.1	Kräfte und Drehmomente	6
2.2.2	Formen orthodontischer Zahnbewegungen	7
2.2.3	Indikationsspezifische Kraftgrößen	11
2.2.4	Einwirkmodus und zeitlicher Verlauf	12
2.3	Entwicklung von Kunststoffbrackets	12
3	Problemstellung	16
4	Material und Methode	17
4.1	Untersuchte Brackets	17
4.2	Versuchsaufbau	19
4.3	Messverfahren	20
4.4	Messvorgang	21
4.5	Messgrößen	22
4.6	Thermozyklisierung	24
4.7	Statistische Auswertung	25
5	Ergebnisse	27
5.1	Überprüfung der Normalverteilung – Kolmogorow-Smirnow-Test	27
5.2	Torquespiel	28
5.2.1	Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich – Torquespiel)	30
5.2.2	Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklisierung auf das Torquespiel)	31
5.3	Festigkeit	32
5.3.1	Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich – Festigkeit)	34
5.3.2	Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklisierung auf die Festigkeit)	35
5.4	Grenzwinkel	36
5.4.1	Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich – Grenzwinkel)	38
5.4.2	Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklisierung auf den Grenzwinkel)	39
5.5	Grenztorque	40
5.5.1	Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich - Grenztorque)	42

5.5.2	Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklierung auf den Grenztorque)	43
5.6	Maximaler Winkel.....	44
5.6.1	Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich – Maximaler Winkel).....	46
5.6.2	Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklierung auf den Maximalen Winkel).....	47
5.7	Maximaler Torque	48
5.7.1	Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich – Maximaler Torque)	50
5.7.2	Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklierung auf den Maximalen Torque)	51
6	Diskussion.....	52
6.1	Diskussion der Versuchsmethodik.....	52
6.2	Diskussion der eigenen Ergebnisse.....	53
6.3	Schlussfolgerungen.....	56
7	Zusammenfassung	58
8	Anhang.....	60
8.1	Statistische Einzelauswertungen	60
8.1.1	Discovery	60
8.1.2	Torquespiel	60
8.1.3	Festigkeit.....	60
8.1.4	Grenzwinkel	61
8.1.5	Grenztorque	61
8.1.6	Maximaler Winkel.....	61
8.1.7	Maximaler Torque	61
8.2	Abbildungsverzeichnis	62
8.3	Tabellenverzeichnis	63
9	Literaturverzeichnis.....	64
10	Danksagung	69
11	Curriculum Vitae	70

1 Einleitung

Die Kieferorthopädie befasst sich mit der Verhütung, Erkennung und Behandlung von Fehlstellungen der Kiefer und der Zähne. Zur Behandlung der Fehlstellungen werden Kräfte benötigt, die mit Hilfe herausnehmbarer oder festsitzender Apparaturen (Multibandtherapie mit Brackets) auf die Zähne übertragen werden. Daher ist die Stabilität und die Haltbarkeit der Geräte ein wichtiger Faktor für eine orthodontische Behandlung. Bereits 1913 wurden Brackets von E. H. Angle für die Führung von Drähten verwendet, um adäquate, präzise Zahnbewegungen durchzuführen, die für eine orthodontische Therapie notwendig sind. Eine der wichtigsten Voraussetzungen für eine ausreichende Kraftübertragung ist die Torquestabilität des Brackets. Bis heute finden Brackets in einer orthodontischen Behandlung häufig Anwendung und decken somit ein breites Therapiespektrum ab. Anfänglich wurden hauptsächlich Stahlbrackets verwendet, die klinischen Studien zufolge für eine effiziente, orthodontische Behandlung geeignet sind. Aufgrund gestiegener ästhetischer Ansprüche ist die Nachfrage nach zahnfarbenen Brackets sehr groß, so dass Newman in den 1960ern die ersten Polycarbonatbrackets einführte [33, 34, 35]. Diese fanden jedoch wegen ihrer unzureichenden mechanischen Stabilität und ihrer geringen Haftung am Zahn wenig Akzeptanz. In den vergangenen Jahrzehnten wurden diverse Untersuchungen mit Kunststoffbrackets und Keramikbrackets durchgeführt, die bis in den heutigen Tag hinein keine einvernehmlich akzeptablen Ergebnisse vorweisen konnten [1, 2, 3, 13, 20, 24, 30]. Die bis heute untersuchten Brackets bestehen wie oben genannt aus Keramik und Kunststoff. Im Laufe der Entwicklung wurden diverse Füllstoffe eingesetzt, die die Stabilität dieser Brackets erhöhen sollten. Als weiteres Zusatzmerkmal für eine erhöhte Formstabilität wurden die Slots alternativ auch metallverstärkt. Abgesehen von der Materialzusammensetzung hat auch das Design, bzw. der Bracketaufbau einen immensen Einfluss auf die Torquestabilität. Diese Studie befasst sich mit der Torquestabilität von Stahl-, Keramik- und Kunststoffbrackets. Darüber hinaus wird geprüft, inwieweit Füllzusätze, Designmodifikationen oder metallverstärkte Slots auf die Torquestabilität Einfluss nehmen.

2 Literatur

2.1 Festsitzende Apparaturen

Die historische Entwicklung festsitzender Apparaturen in der Kieferorthopädie kann bis ins 18. Jahrhundert zurückverfolgt werden. Zur Schienung der Zähne verwendete Fauchard 1728 Innen- und Außenbögen, die mit Fäden an den Zähnen befestigt wurden. Im Laufe des Jahrhunderts entstand eine Vielzahl von Apparaturen und deren Modifikationen, welche jedoch keine Möglichkeit zuließen, sämtliche notwendigen Bewegungsformen durchzuführen [27, 44].

Der amerikanische Kieferorthopäde Edward Hartley Angle (1855-1930) veröffentlichte 1887 die „Notes of Orthodontia“, in denen er die Klassifikation der Dysgnathien vorstellte. Das erste Multibandsystem wurde von Angle entwickelt. 1906 beschrieb er den Expansion arch (basic E-arch), der aus starren 1,4mm starken Expansionsbögen bestand [6]. 1913 verwendete Angle das erste ribbon arch system, dessen besonderes Merkmal in der erstmaligen Verwendung von Brackets zur Führung der Zähne an einem Bogen lag. 1926 stellte Angle in eine neue Apparatur, die so genannte Edgewise-Technik, einen Vierkantbogen (0,022 x 0,028) in einen horizontal verlaufenden Bracketschlitz (Slot) ein. Die mechanischen Grundprinzipien dieser Technik finden bis heute Beachtung [51, 52].

Das System einer orthodontischen Behandlung basiert auf biomechanischen Grundsätzen. Festsitzende Apparaturen haben einen großen Indikationsbereich in der Kieferorthopädie und finden daher sehr häufig Anwendung. Im Gegensatz zu herausnehmbaren Geräten werden mittels festsitzender Apparaturen primär körperliche Bewegungen durchgeführt. Hierzu gehören Torque-Bewegungen, Rotation von gedrehten Zähne sowie die Einordnung verlagerter Zähne und Aufrichtung gekippter Zähne. Zu den Grundbestandteilen einer festsitzenden Apparatur gehören Bänder, Attachments, Hilfselemente und Drähte.

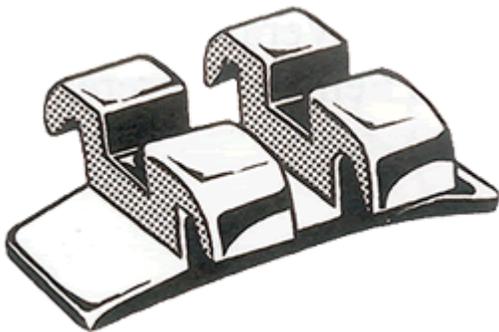
2.1.1 Brackets

Brackets werden ebenfalls als orthodontisches Attachment angesehen. Ihre Hauptaufgabe besteht darin, Kraftsysteme auf den Zahn zu übertragen. Der horizontale Schlitz wird als Slot bezeichnet und dient zur Aufnahme eines Drahtes. Die Slotbreite ist nicht einheitlich und variiert zwischen 0,018" und 0,022". Des Weiteren finden sich bei einem Bracket Flügel (Wings) und eine Basis, die mit einer netzartigen Retention versehen ist. Das Bracket wird in der Regel meist bukkal, bzw. labial auf den Zahn mittels Säure-Ätz-Technik und Komposit geklebt. Brackets können unterschieden werden zwischen Single-, Twin-Brackets und einer Kombination aus den beiden genannten. Single-Brackets besitzen zwei Flügel (Wings) und fallen daher wesentlich kleiner aus als die Twin-Brackets. Darüber hinaus ist die Distanz zwischen den Brackets zwangsläufig größer. Einerseits ist dies durch den Erhalt der Flexibilität des Drahtes von Vorteil, andererseits können konsequente Bewegungskontrollen nicht adäquat durchgeführt werden.

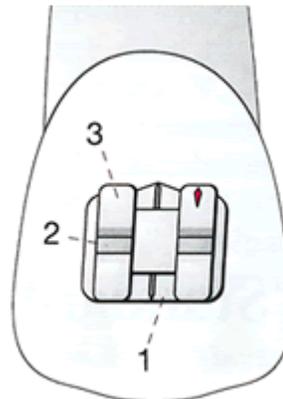
Die Hersteller bieten heutzutage eine Vielfalt von Bracketmaterialien an. Neben Edelstahlbrackets gibt es Keramikbrackets und Kunststoffbrackets, die in zahlreichen Modifikationen vertreten sind. Der Großteil der Brackets besteht aus Metallen, die zwar form- und dimensionsstabil sind, aber den ästhetischen Aspekt außer Acht lassen. Die Nachfrage nach zahnfarbenen Brackets ist sehr groß, was zu vermehrter Entwicklung von Keramik- und Kunststoffbrackets führte. Allerdings traten immer mehr Schwachstellen der Keramikbrackets zum Vorschein, die eine fortlaufende Weiterentwicklung notwendig machten. Sie wiesen eine erhöhte Sprödigkeit auf, die häufig zu Frakturen führte, so dass längere Behandlungszeiten und die Gefahr einer Aspiration der Keramikfragmente in Kauf genommen werden mussten [4, 25, 26]. Weiterhin bestand die Gefahr der Schmelzausrisse durch das Debonding und der Abrasion bei Kontakt zu Antagonisten [29, 49]. Diese und andere Nachteile hatten zur Folge, dass Kunststoffbrackets immer bedeutsamer wurden. Herkömmliche Kunststoffbrackets jedoch waren aufgrund ihrer mangelnden Stabilität und ihres Deformationsverhaltens nicht geeignet für Drehmoment- und Kraftübertragungen. Im Folgenden werden die Vor- und Nachteile der einzelnen Brackets tabellarisch dargestellt:

Bracket	Vorteile	Nachteile
Stahl	- Hohe Belastbarkeit - Stabilität - Optimale Formgebung - Problemloses Debonding	Ästhetik
Keramik	Ästhetik	- Erhöhte Frakturgefahr durch Sprödigkeit - Abrasion der Antagonisten - Schlechtere Oberflächeneigenschaften - Schmelzausrisse durch das Debonding
Kunststoff	Ästhetik	- Keine ausreichende Festigkeit - Verfärbungen

Tab. 1: Brackets – Vor- und Nachteile



• Abb. 1: Bracketaufbau [44]



• Abb. 2: Bracketaufbau [12]

- 1. Bracketbasis
- 2. Bracket Schlitz (Slot)
- 3. Bracketlügel (Wing)

2.1.2 Ligaturen

In der Kieferorthopädie werden Ligaturen verwendet, die den Draht im Slot fixieren sollen. Es wird zwischen Stahl- und Elastomerligaturen unterschieden. Im Laufe der Zeit sind jedoch diverse Probleme festgestellt worden, die durch Stahl-, bzw. Elastomerligaturen verursacht werden. Die Ligaturen stellten Plaqueretentionsstellen dar und zeichneten sich oft durch Deformationen und Verfärbungen aus [15, 45].

Neben separaten Ligaturen werden in der Kieferorthopädie auch selbstligierende Brackets verwendet. Sie stellen ein Bracketsystem dar, in dem eine mechanische Vorrichtung versehen ist, welche den Edgewise-Slot schließen [11]. Die Kappe fixiert den Draht im Slot und ersetzt die Ligaturen. Es gibt zwei Klassifikationen von selbstligierenden Brackets, die aktive und die passive Form. Der aktive Typ besitzt eine integrierte Federkappe, die gegen den Draht gepresst wird. Wohingegen passiv selbstligierende Brackets eine ebenfalls integrierte starre Öffnung, bzw. ein Schloss aufweisen, die den Draht lediglich drucklos verschließen.



Abb. 3: Selbstligierendes Bracket – Damon 2 Bracket [14, 22]

2.1.3 Drähte

Drähte werden im Slot aufgenommen. Sie übertragen Kräfte und Drehmomente auf die Zähne und bewegen diese letztendlich. Drähte werden als aktive Elemente in der Multiband-Bracket-Technik angesehen. Sie differenzieren sich durch ihre Drahtqualität, Material, Formgebung und Stärke. Herkömmlicherweise bestehen Drähte aus Edelstahl-, Chrom-Kobalt-, Nickel-Titan-, Titan-Molybdän-Legierungen.

2.2 Biomechanik

Die Biomechanik überträgt die Prinzipien der Mechanik auf den lebenden Organismus. Sie beschreibt das Ursache-Wirkungsprinzip zwischen mechanischer Beanspruchung der lebenden Gewebe und ihrer Struktur. Ziel einer orthodontischen Therapie ist somit eine durch Interaktion zwischen Körpern und Kräften hervorgerufene Änderung der Zahnposition innerhalb des Alveolarfortsatzes.

Die histogenetische Betrachtungsweise zeigt die Einwirkung der Kräfte auf die Entwicklung und Formbildung der verschiedenen Gewebearten. So werden im Rahmen einer orthodontischen Zahnbewegung so genannte Druck- und Zugzonen geschaffen, in denen Resorptions- und Appositionsvorgänge der Knochen stattfinden.

2.2.1 Kräfte und Drehmomente

Neben den physiologischen Kräfteeinwirkungen, die von anatomischen Gegebenheiten abhängen (Kräfte der oralen Muskulatur, Kau-, Schluckbewegungen), wirken zusätzliche Kräftesysteme mittels orthodontischer Geräte auf das Parodontium ein. Orthodontische Geräte erzeugen Kräfte (F) und Drehmomente (M).

Kräfte lassen sich als Produkt aus Masse (m) und Beschleunigung (a) errechnen.

Kraft = Masse · Beschleunigung

$$F = m \cdot a$$

Die Einheit ist Newton (N) und gehört zum Internationalen Einheitssystem, auch SI genannt (Abk. für frz.: Le Système International d'Unités).

$$1\text{N} = 1\text{kg} \cdot \text{m/s}^2.$$

Drehmomente (M) entstehen durch Kräfteinwirkungen auf einen starren Körper. Da ein direkter Kraftangriff durch das Widerstandszentrum faktisch nicht möglich ist, wird z. B. mit Hilfe einer festsitzenden Apparatur (Bracket) der so genannte Torque eingegeben.

Das Bracket wird also als Kraftangriffspunkt benutzt. Hinzu kommt der Abstand d , der die Distanz zwischen der Kraftlinie und dem Widerstandszentrum beschreibt. Dieser Abstand d ist gegeben durch den Drehmoment-Kraft-Quotienten.

$$d = M / F$$

$$\Leftrightarrow M = F \cdot d$$

Drehmoment = Kraft · Abstand

Die Einheit ist Newtonmeter (Nm, Nmm)

2.2.2 Formen orthodontischer Zahnbewegungen

Es gibt diverse Möglichkeiten einer orthodontischen Zahnbewegung, wobei zwischen Translation (Parallelverschiebung) und Rotation (Drehung um eine Achse) unterschieden wird. Außerdem ist eine Kombination aus Translation und Rotation möglich. Zähne sind „gelagerte Körper“ im Parodont und weisen daher ein Widerstandszentrum auf. Die Lage des Widerstandszentrums eines Zahnes ist abhängig von der Wurzellänge und von der Wurzelform, der Anzahl der Wurzeln und der Höhe des Attachments. Bei einwurzeligen Zähnen befindet sich das Widerstandszentrum in der Regel im Übergang vom oberen zum mittleren Wurzeldrittel. Im Vergleich zum Widerstandszentrum, welches eine rein biologische Konstante ist, kann das Rotationszentrum therapeutisch festgelegt werden.

Nicht unwesentlich ist die Lage des Kraftansatzpunktes. Je weiter okklusal, bzw. inzisal der Kraftansatzpunkt vom Widerstandszentrum entfernt ist, desto mehr resultiert eine kippende Zahnbewegung. Durch eine nähere Lage zum Widerstandszentrum hingegen wird eine eher translatorische Bewegung erreicht. Da ein direkter Kraftangriff durch das Widerstandszentrum faktisch nicht möglich ist, wird z. B. mit Hilfe einer festsitzenden Apparatur (Bracket) der so genannte Torque eingegeben. Das Bracket wird also als Kraftangriffspunkt benutzt. Hinzu kommt der Abstand d , der die Distanz zwischen der

Kraftlinie und dem Widerstandszentrum beschreibt. Dieser Abstand d ist gegeben durch den Drehmoment-Kraft-Quotienten.

Letztendlich kann das Drehmoment-Kraft-Verhältnis individuell eingestellt werden, so dass folgende Bewegungsformen daraus resultieren können:

1. horizontale Zahnbewegungen

- a. unkontrollierte Kippung
- b. kontrollierte Kippung
- c. Translation
- d. Torque

2. vertikale Zahnbewegungen

- a. Intrusion
- b. Extrusion

3. Rotationen

ad 1a. Bei einer unkontrollierten Kippung wirkt die Kraft oberhalb des Widerstandszentrums, und das Rotationszentrum ist unterhalb des Widerstandszentrums lokalisiert. Insgesamt resultiert daraus eine koronale Bewegung in Krafrichtung und eine apikale Bewegung in Gegenrichtung. $M / F = 0$

ad 1b. Bei einer kontrollierten Kippung entsteht ein Kraftangriff inzisal vom Widerstandszentrum, und das Rotationszentrum liegt im Apex. $M / F < d$

ad 1c. Durch die Lage des Rotationszentrums, welches im Unendlichen liegt, entsteht eine Parallelverschiebung. $M / F = d$

ad 1d. Eine reine Wurzelbewegung kommt durch die inzisale Verlagerung des Rotationszentrums zustande. $M / F > d$

ad 2 Eine Intrusionsbewegung beschreibt eine Zahnbewegung in das Alveolarfach hinein, wohingegen es sich bei einer Extrusion um eine Zahnbewegung aus dem Alveolarfach heraus handelt. Streng genommen kann hierbei auch von einer translatorischen, bzw. rein parallelen Bewegung gesprochen werden.

ad 3. Eine Rotationsbewegung entsteht durch einen exzentrischen Kraftangriff auf einen frei beweglichen Körper. Das Produkt aus Kraft und Abstand beschreibt das reaktive Drehmoment M , das aus dem exzentrischen Kraftangriff resultiert.

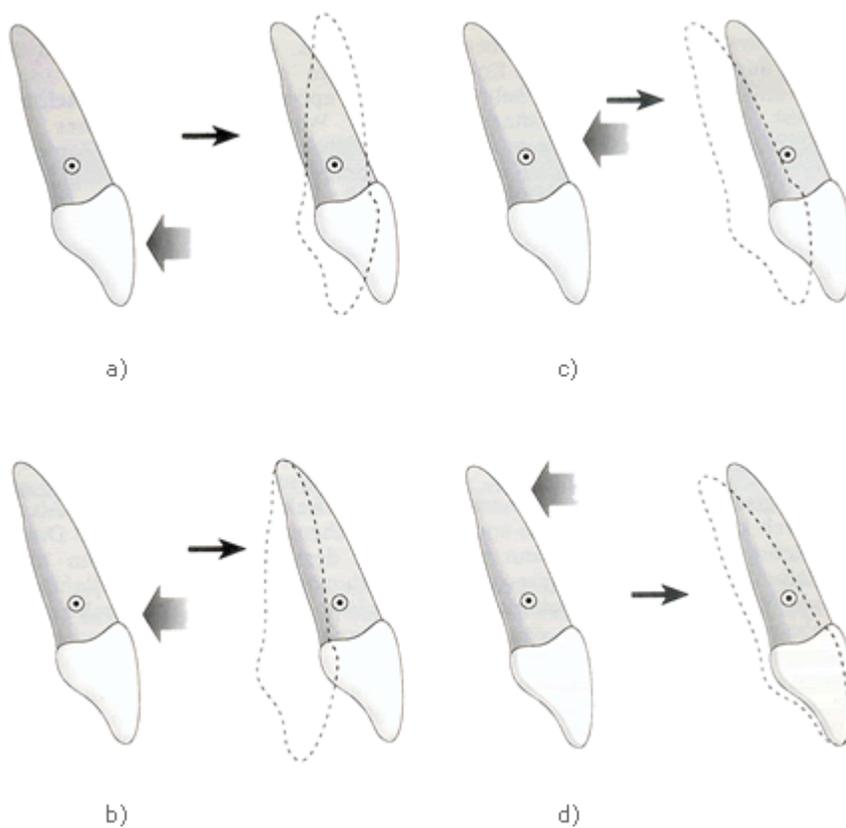


Abb.4: Orthodontische Zahnbewegungen [27]

- a) unkontrollierte Kippung
- b) kontrollierte Kippung
- c) Translation
- d) Wurzelbewegung

Nach Rauch gibt es zwei unterschiedliche Erklärungen für den Ausdruck Torque. Er bezieht sich zum einen auf den rein physikalischen Ablauf; das Drehmoment im Slot, in dem sich der Vierkantdraht durch seine Rotationsbewegung verkantet. Mit der zweiten Erklärung meint Rauch den Wurzeltorque, bzw. die orovestibuläre Zahninklination, wobei er zwischen einem aktiven und einem passiven Torque unterscheidet [37]. Beim passiven Torque entsteht kein Konflikt zwischen Bogen und Bracketslot; der Draht ist so verwunden, dass die Achsenstellung des Zahnes unverändert bleibt. (siehe Abb.5a))

Wohingegen beim aktiven Torque eine Verkantung zwischen Bogen und Bracketslot entsteht. Mittels der Torsion des Drahtes, welcher in den Bracketslot eingesetzt wird, findet eine Drehmomentübertragung statt. Durch die Einwirkung eines Drehmomentes wird die orovestibuläre Achsenstellung verändert. (siehe Abb. 5b), c))

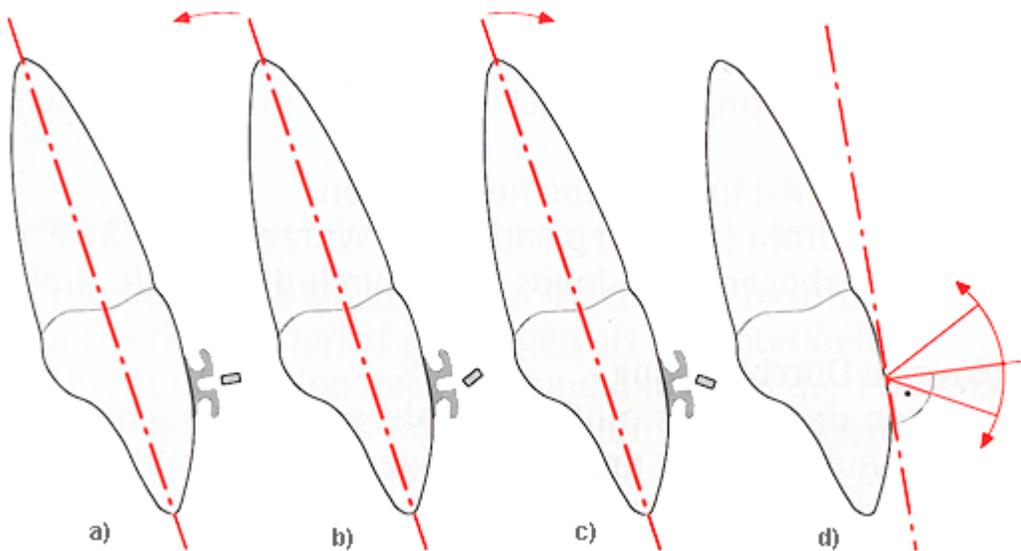


Abb. 5: Torque [43]

- a) passiver Torque
- b) palatinaler Wurzeltorque
- c) bukkaler Wurzeltorque
- d) Wurzeltorque/Torquewinkel

Es wird zwischen einem Wurzel- und Kronentorque unterschieden: Bei ersterem ist die orovestibuläre Neigung der Wurzel und bei letzterem die orovestibuläre Neigung der Zahnkrone gemeint.

2.2.3 Indikationsspezifische Kraftgrößen

Im Gegensatz zu herausnehmbaren Geräten ist die Therapie mit festsitzenden Apparaturen durch die Anwendung kontinuierlicher und schwacher Kräfte gekennzeichnet. Es gibt verschiedene Quellen, die geeignete Kraftgrößen für bestimmte Bewegungen empfehlen (s. u.). Die Tabelle veranschaulicht die Größenordnung für die verschiedenen Bewegungsformen. Im Allgemeinen sollten Kraftgrößen 1-2 N/cm² Wurzeloberfläche nicht überschreiten, um eine schonende Zahnbewegung zu erzielen.

Bewegung	Zahntyp	Kraftgröße
kippend	klein	0,2-0,3N
kippend	groß	0,5-0,75N
körperlich	klein	0,4-0,5N
körperlich	groß	1,5-2,5N
vertikal (Intrusion)	klein, groß	0,15-0,3
vertikal (Extrusion)	klein, Groß	0,15-0,3

Tab. 2: Indikationsspezifische Kraftgrößen [38, 39, 40, 48]

2.2.4 Einwirkmodus und zeitlicher Verlauf

Ein weiterer wesentlicher Aspekt einer orthodontischen Behandlung ist die Dauer und der zeitliche Verlauf der Kraftereinwirkung. Denn für die biologische Effektivität ist nicht nur die Kraftgröße entscheidend, sondern auch der Einwirkmodus, bzw. die Einwirkdauer.

Wirkung \approx Kraft \cdot Zeit (Kraft-Zeit-Gesetz)

1. kontinuierlich
2. intermittierend
3. unterbrochen
4. myofunktionell

Im Rahmen einer feststehenden orthodontischen Behandlung werden kontinuierliche und intermittierende Einwirkmodi angewendet, wohingegen sich bei herausnehmbaren Apparaturen hauptsächlich unterbrochene und myofunktionelle Kräfte finden.

2.3 Entwicklung von Kunststoffbrackets

Selbstligierende Brackets weisen eine ebenso erstaunlich lange historische Entwicklung und Existenz in der Geschichte der Kieferorthopädie auf. Stolzenberg führte 1935 das Russell Lock Edgewise attachment ein. Er entwickelte sie, um eine verkürzte Behandlungszeit und damit eine hohe Behandlungseffizienz zu erreichen [46, 47]. Darüber hinaus kann durch eine Minimierung der chair time und folglich eine weniger zeitintensive Patientenbehandlung eine höhere klinische Effizienz erreicht werden [9, 32]. Im weiteren Verlauf fanden diverse Designmodifikationen statt, wobei nicht alle kommerziell erhältlich waren. Die Tabelle veranschaulicht einige Beispiele der selbstligierenden Brackets:

Bracket	Jahr
Russell Lock	1935
Ormco Edgelock	1972
Forestadent Mobil Lock	1980
Orec SPEED	1980
,A'Company Activa	1986
Adenta Time	1994
Ormco Twin Lock	1998
Ormco/'A' Co Damon2	2000
GAC In-Ovation	2000
GAC In-Ovation R	2002
Adenta Evolution LT	2002

Tab. 3: Beispiele selbstligierender Brackets [7, 8, 22, 23, 50]

Dobrin erkannte 1975 eine wichtige Anforderung an Brackets, Patienten auch nach ästhetischen Gesichtspunkten zufrieden zu stellen. Für den Behandler soll die Effizienz der Brackets zusätzlich durch eine verkürzte chair time untermauert werden. Er untersuchte zwei auf dem Markt befindliche reine, unbehandelte Polycarbonatbracketsorten. Er berücksichtigte dabei nicht nur die Beschaffenheit der Brackets, sondern auch das Design der jeweils geringfügig modifizierten Slots. Er maß die quantitative Torquedeformation der Brackets mittels einer einstellbaren Apparatur, nachdem die Brackets zuvor mechanisch beansprucht worden waren. Nach Abschluss seiner Messungen kam er zum Resultat, dass beide Bracketsorten keine akzeptablen Werte nachweisen konnten [13]. Die mangelhaften Ergebnisse reiner Polycarbonatbrackets wurden Jahre später von Aird erneut unterstrichen [2, 3].

Alkire beschäftigte sich in seiner Studie mit der Messung von Torquefehlern, die sich während der Torsionsbewegung einschleichen. Er sprach dabei von einem creep, welches sich nach seiner Erklärung um eine permanente Deformation handelt, die durch konstante Überlastung eines Gegenstandes über einen gewissen Zeitraum stattfindet.

Insbesondere traf dies auf thermoplastische Materialien, wie Polycarbonate zu. Er stellte im Gegensatz zu Metallen und Keramiken signifikant höhere Torquefehler bei Kunststoffbrackets fest [5].

Feldner, J. C. et al. untersuchten 1994 in ihrer Studie die Charakteristika der Torquedeformation vier verschiedener Polycarbonatbrackets. Sie legten ihr Augenmerk auf den Einfluss von keramischen Füllern. Quintessenz dieser Untersuchung war eine hohe Deformation und zugleich geringe Torquemomente bei allen Kunststoffbrackets. Das Ergebnis lässt den Schluss zu, dass Polycarbonatbrackets mit keramischen Füllern keine signifikant verbesserten, klinischen Effekte bewirken. Im Gegensatz dazu konnten bei Brackets mit metallverstärkten Slots nahezu dieselben Torquewerte erreicht werden wie bei reinen Metallbrackets. [16].

Sadat-Khonsari et al. wiesen in einer Vergleichsstudie mit sieben Kunststoffbrackets, die u. a. glas- oder keramikverstärkt oder aus reinem Polycarbonat waren, ebenfalls Verformungen derselben unter Torquebelastung auf. Sie untersuchten sowohl reine Polycarbonatbrackets, als auch keramikverstärkte und glasverstärkte Brackets. Sie berücksichtigten in ihrer In-vitro-Studie den Einfluss der Abnutzung und simulierten mittels Thermozyklierung die künstliche Alterung der Brackets. Als Kontrollgruppe wurden metallverstärkte Brackets verwendet, die nach Abschluss der Messungen die suffizientesten Ergebnissen gebracht haben. Ähnlich wie Feldner kamen Sadat-Khonsari et al. zum Ergebnis, dass für klinische Anwendungen nur metallverstärkte Brackets geeignet sind [42].

Gmyrek untersuchte ebenfalls Kunststoffbrackets mit Füllzusätzen und berücksichtigte auch die Einflüsse der Nachbarzähne und der Bogendeformation, die zur Entstehung von Nebenkräften führen. Er führte zusätzlich zu den In-vitro-Aktivierungsversuchen auch klinische Simulationsversuche durch, die auf die komplexe Biomechanik des Schneidezahntorques eingehen und somit der klinischen Situation sehr ähneln. Bei beiden Verfahren konnten hohe Torqueverluste gemessen werden, wobei Letzteres sogar noch höhere Verluste verzeichnete [19].

In den oben genannten Studien wurden Torquefehler auf Materialschwäche zurückgeführt. Jedoch gibt es auch Autoren, die überdies andere Faktoren in Betracht ziehen, die einen Einfluss auf das Torquespiel ausüben. Kapur-Wadhwa konstatiert, dass ein adäquates Torqueverhalten von verschiedenen Variablen abhängt [28]. Neben Berücksichtigung diverser anatomischer Merkmale und Platzierung des Brackets hängt ein angemessenes Torqueverhalten auch von der Beschaffenheit und vom Design, bzw. von der Bracketkonfiguration der orthodontischen Apparaturen ab [18, 36]. So können Oberflächendefekte eines Keramikbrackets, die durch Verkratzen entstanden sind, die Bracketfestigkeit drastisch reduzieren und folglich die Torqueanwendung beeinflussen [21, 25]. Van Loenen et al. folgerten aus ihrer Studie die Abhängigkeit des Wurzeltorques von der Bracketplatzierung und der unterschiedlichen labialen Konvexität der oberen Frontzähne [31].

3 Problemstellung

Trotz der ästhetischen Vorteile von Kunststoffbrackets konnten sie sich aufgrund ihrer mangelnden Formstabilität in der Kieferorthopädie nicht durchsetzen. Neu entwickelte Brackets zeichnen sich durch die Verwendung belastbarer Kunststoffe und durch eine optimierte Formgebung aus. Die vorliegende Studie befasst sich mit der Frage, ob derartige Brackets im Vergleich zu Stahl-, Keramik- und anderen Kunststoffbrackets eine höhere Formstabilität aufweisen. Der Schwerpunkt der vorliegenden Studie liegt auf der Bestimmung der Torquestabilität. Im Einzelnen sollten folgende Fragen untersucht werden:

1. Welche Torquestabilität weisen die verschiedenen Brackets auf?
2. Wird die Torquestabilität durch künstliche Alterung (Thermozyklierung) herabgesetzt?

4 Material und Methode

4.1 Untersuchte Brackets

In der Studie wurden das Torqueverhalten und die Dimensionsstabilität vier verschiedener Kunststoffbracketarten experimentell ermittelt. Von jedem Produkt wurden jeweils 20 Brackets für die Zähne 11, 13, 14, 41 untersucht. Dies entspricht einer Gesamtanzahl von 80 Brackets pro Hersteller.

1. Opal-Bracket¹
2. Image-Bracket²
3. Oyster-Brackets³
4. Spirit-Brackets⁴

Als Referenzbracket / Kontrollbracket diente das Stahlbracket Discovery⁵

1. Opal-Brackets sind passiv selbstligierend. Es handelt sich um ein Einstück-Design, welches mit seiner integrierten Verschlusskappe den Bogen fixiert. Es besteht aus einem aromatischen Polyamid mit Mikroglassfaseranteilen.
2. Image-Brackets sind Edgewise-Brackets aus Kunststoff mit Glasfaseranteilen.
3. Oyster-Brackets sind ebenfalls passiv selbstligierend und bestehen aus Polycarbonat (70%) und Polyethylenen (30%).
4. Spirit-Brackets sind mit einem Metallslot versehene Edgewise-Brackets aus Keramik.

¹ Opal-Bracket, UP Dental GmbH, Köln, Germany

² Image -Bracket, GAC International Inc., Central Islip, NY, USA

³ Oyster ESL, Gestenco International AB, Gothenburg, Sweden

⁴ Spirit MB, Ormco, Sybron Dental Specialities, Orange, CA USA

⁵ Discovery, Dentaforum J. P. Winkelstroeter KG, Ispringen, Germany



Abb. 6: Opal-Bracket (Opal-Bracket, UP Dental GmbH, Köln, Germany)



Abb. 7: Discovery-Bracket



Abb. 8: Image-Bracket



Abb. 9, 10: Oyster-Bracket

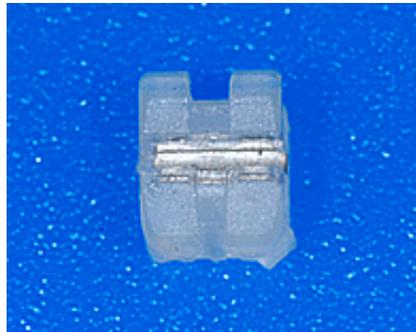


Abb. 11, 12: Spirit-Bracket

4.2 Versuchsaufbau

Es wurden jeweils 20 Brackets für die Zähne 11, 13, 14, 41 untersucht, was einer Gesamtanzahl von 80 Brackets pro Produkt entspricht. Die Brackets wurden mit einer Einstelllehre auf eine Edelstahlwelle geklebt, nachdem die Brackets mittels Säure-Ätz-Technik und Adhäsivverfahren vorbehandelt worden waren. Voraussetzung für das Gelingen der nachfolgenden Messung war die dreidimensionale parallele Ausrichtung der Brackets zueinander. Ferner wurden eine Angulation von 0° und ein Torque von 0° eingehalten. Damit konnte eine exakte Orientierung der Brackets bei den Torquemessungen gewährleistet werden.

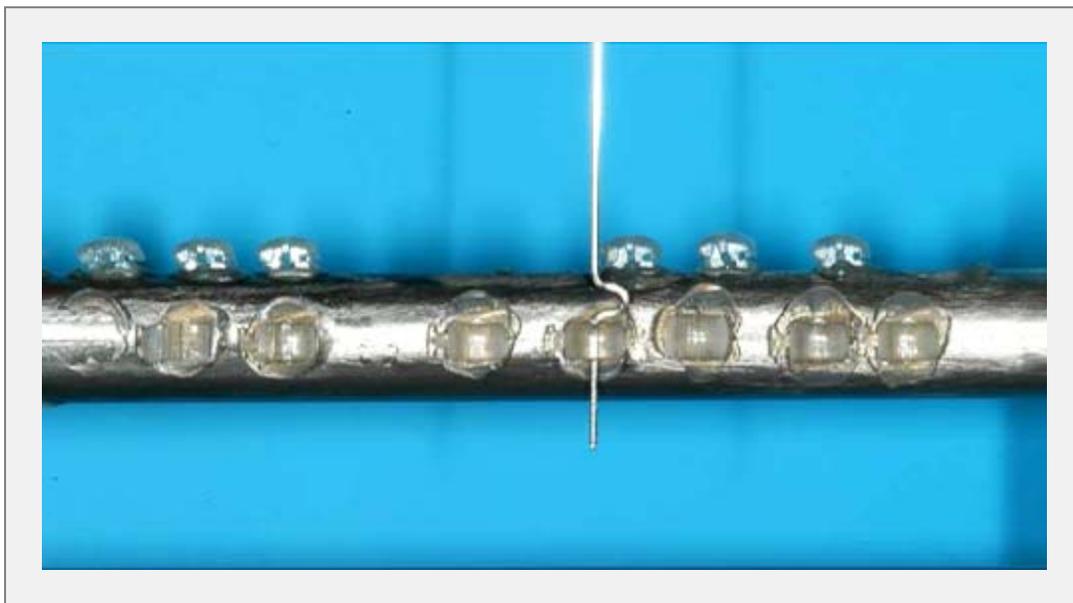


Abb. 13 Messprinzip

4.3 Messverfahren

Zur Durchführung der Messreihen wurde das robotergestützte Messsystem „RMS“⁶ verwendet. Nach Einführung eines Vierkantdrahtes (0.215“ × 0.025“) in die Bracketslots bis zu einer zuvor festgesetzten Vertiefung wurde dieser anschließend um einen bestimmten Winkel verdreht. Dadurch wurde ein Drehmoment erzeugt, welches mit einem Kraft/Drehmoment-Sensor (Nano12)⁷ aufgezeichnet und im Messsystem gemeinsam mit dem aktuellen Torquewinkel aufgenommen wurde.

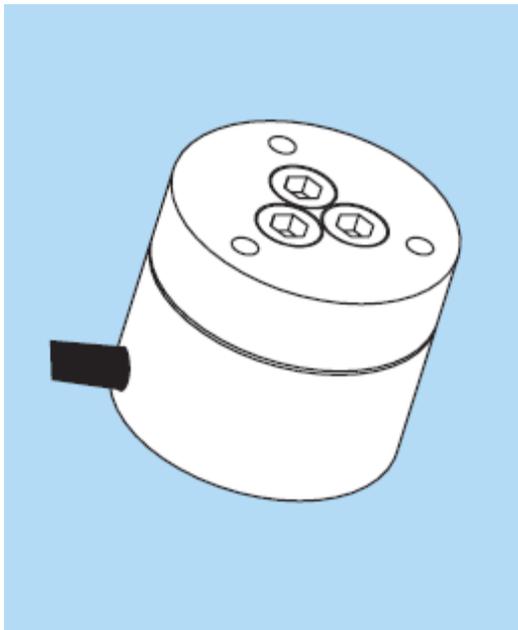


Abb. 14 Schunk Nano-Sensor [53]

Zur Bestimmung des effektiven Torquewinkels im Bracketslot wurde der Torquemodul des Messdrahtes eingangs experimentell bestimmt, da dieser selbst einer Torsion unterliegt. Die Torquewinkel, die in den Ergebnisdiagrammen dargestellt werden, entsprechen den effektiven Torquewinkeln im Bracketslot unter Berücksichtigung der Torsion des Messdrahtes.

⁶ Robotic Measurement System for Biomechanics, Stäubli Tec-Systems GmbH

⁷ 6-Achsen-Kraftsensor FT, Schunk GmbH & Co. KG

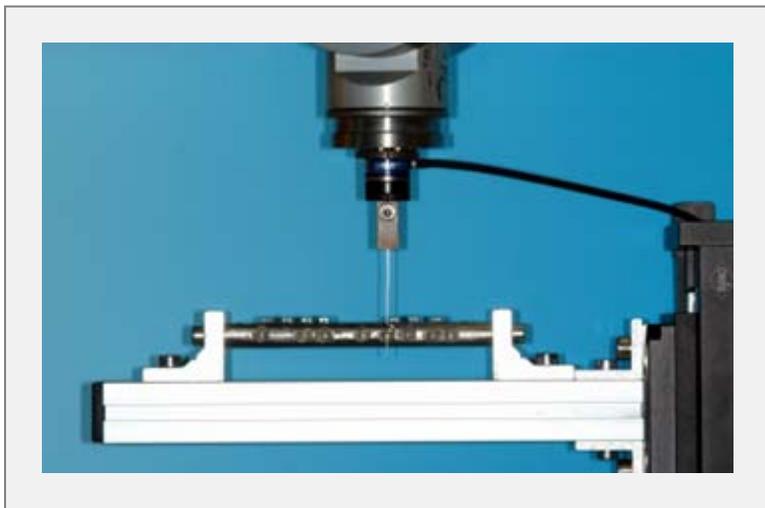


Abb.15: Messaufbau

4.4 Messvorgang

Ein Messvorgang setzte sich aus drei Einzelmessungen zusammen:

1. Torquespielmessung:
Diese Messphase diente zur Bestimmung des Startwinkels bei jeder Messung.
2. Messung der Bracketfestigkeit:
Die Messung erfolgte in einem Drehmomentbereich, in dem eine elastische, jedoch keine plastische Verformung auftrat (0 bis 5Nmm).
3. Messung der Maximalbelastbarkeit des Brackets:
Zur Bestimmung der Maximalbelastbarkeit wurde die Messung bis 40° (effektiver Torquewinkel) durchgeführt.

4.5 Messgrößen

Erklärung von Messgrößen zur Charakterisierung der untersuchten Brackets:

1. Torquespiel [°]
2. Festigkeit [Nmm/°]
3. Grenzwinkel [°]
4. Grenztorque [Nmm]
5. Max. Winkel [°]
6. Max. Moment [Nmm]

Ad 1. Das Torquespiel charakterisiert den Winkel zwischen beiderseitigen Kontakten ab einem Wert, an dem das am Bracket gemessene Drehmoment 1 Nmm übersteigt.

Ad 2. Als Festigkeit wurde die Steigung im Drehmoment-Winkel-Diagramm (s. Abb. 16) zwischen 1Nmm und 5Nmm eingebrachtem Drehmoment bezeichnet. Sie stellt damit die Stabilität eines Brackets bei Belastung mit einem Torquemoment dar.

Ad 3. Als Grenzwinkel wurde derjenige Torquewinkel im Drehmoment-Winkel-Diagramm definiert, ab welchem die Messkurve um mehr als fünf Prozent von ihrer Steigung bis zu diesem Punkt abweicht. Dieser Winkel kennzeichnet den Übergang in die plastische Deformation des Brackets.

Ad 4. Der Grenztorque ist das an der Stelle des Grenzwinkels gemessene Drehmoment.

Ad 5. Der Maximalwinkel definiert den größtmöglichen effektiven Winkel des Drahtes im Bracket.

Ad 6. Das Maximalmoment entspricht dem an der Stelle des Maximalwinkels gemessenen Drehmoment

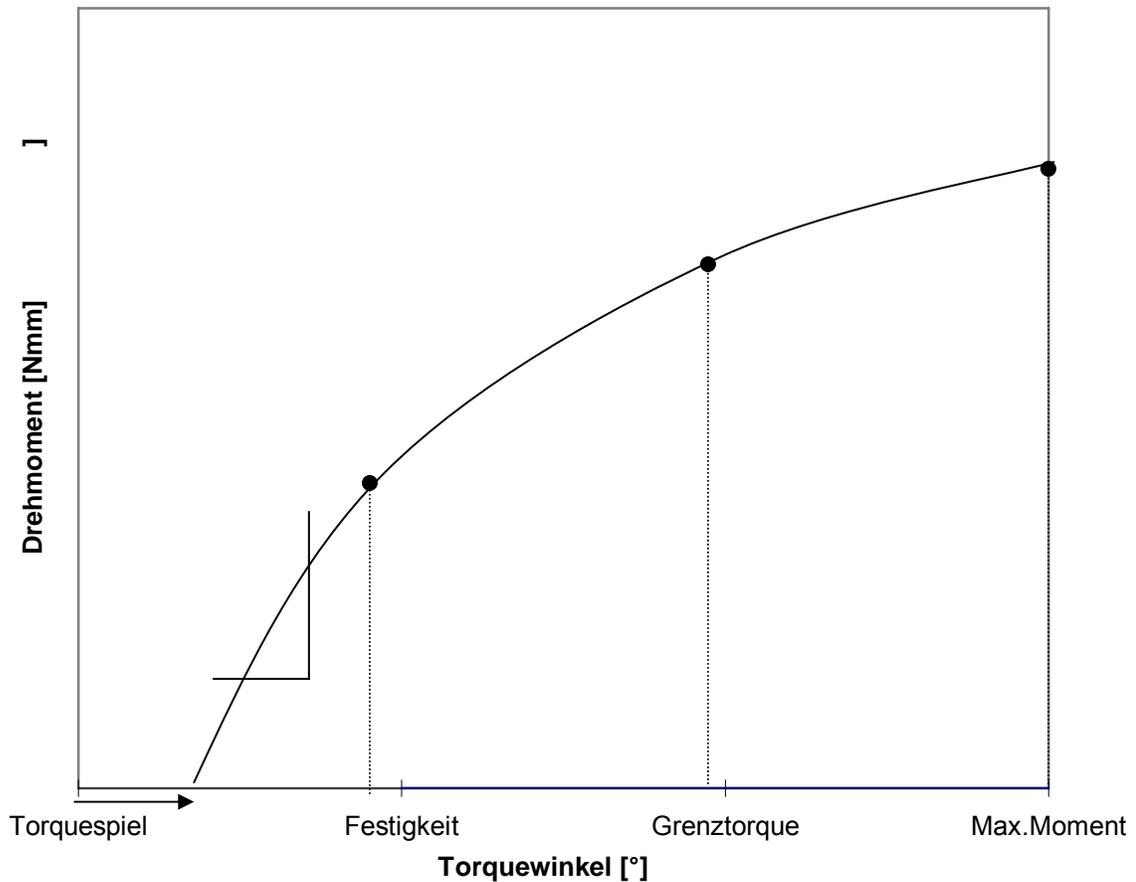


Abb. 16: Messvektor - Beispiel

Der Torquewinkel entspricht einer Größe zwischen der Senkrechten zur Zahnoberfläche und dem Bracketslot bzw. Draht. Ein effektiver Torque ist der tatsächlich wirksame Torque ohne Torqueverlust. Demnach entsteht ein Torqueverlust durch den Verlust der Torquewirkung durch das Torquespiel zwischen Draht und Slot, wenn der Slotdurchmesser größer ist als der Drahtdurchmesser.

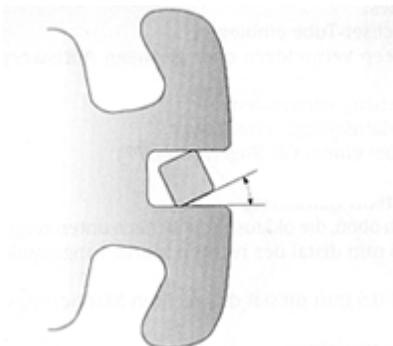


Abb. 17: Torqueverlust [43]

4.6 Thermozyklisierung

Zur Demonstration des Torqueverhaltens nach künstlicher Alterung wurde jeweils die Hälfte der oben genannten Brackets einer Thermozyklisierung in destilliertem Wasser unterzogen. Für die Thermozyklisierung wurden drei Wasserbäder verwendet, deren Temperatur auf 4°C, 37°C und 50°C ($\Delta T = \pm 0.5^\circ\text{C}$) eingestellt wurde. Die Lagerungsdauer der Brackets in diesen Wasserbädern samt Edelstahlwelle betrug jeweils 60s, gefolgt von einer Abtropfdauer von 30s. Auf diese Weise wurden alle Brackets 5000-mal dem Zyklus 4°C → 37°C → 50°C unterzogen und anschließend in destilliertem Wasser unter Zimmertemperatur gelagert, um eventuelle Festigkeitseffekte durch Wassereinlagerungen nicht zu verfälschen.

Anschließend erfolgte wiederum eine Messung der thermozyklierten Brackets mit Berücksichtigung der gleichen Messparameter wie vor der Thermozyklisierung (Torquespiel, Festigkeit, Grenzwinkel, Grenztorque, Maximalwinkel, Maximaltorque).

Zur Festigkeitsmessung wurde der derselbe Messdraht (0.0215" × 0.025") verwendet, welcher schon in der Bestimmung der Messgrößen vor Beginn der Thermozyklisierung zum Einsatz kam.

Discovery-Brackets wurden nicht thermozykliert, da aufgrund ihrer Materialbeschaffenheit keine Einflüsse durch die Thermozyklisierung zu erwarten waren.

4.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel⁸. Nach tabellarischer Erfassung der ermittelten Ergebnisse, wurden diese anschließend in das Statistikprogramm SPSS 12.0 für Windows⁹ importiert. Neben der deskriptiven Statistiken (Mittelwert, Minimum, Maximum, Standardabweichung, Median) wurde auch die analytische Statistik berechnet. Generell gilt für alle statistischen Tests eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ als signifikant (*) und $p < 0,01$ als hochsignifikant (**). Zur Überprüfung der Normalverteilung der Variablen wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test angewandt. Die empirischen Verteilungen zeigten teilweise normal verteilte und nicht normal verteilte Werte [10].

Somit wurden in der statistischen Analyse folgende Verfahren verwendet:

- Mann-Whitney-U-Test als nicht parametrischer Test für unabhängige Stichproben, d. h. es wurden die Messgrößen aller Bracketsorten paarweise miteinander verglichen, um festzustellen, ob sich die beiden Mittelwerte signifikant voneinander unterscheiden.
- Wilcoxon-Test für verbundene Proben, d. h. die Messgrößen einer Bracketart, die vor und nach der Thermozyklisierung gemessen wurden, wurden hinsichtlich ihrer Signifikanz getestet.

⁸ Office-Paket, Version 2000, Microsoft Corporation Deutschland GmbH

⁹ SPSS GmbH Software, München

Zur Veranschaulichung der statistischen Ergebnisse wurden Boxplots, die in der folgenden Schemazeichnung erklärt werden, als graphische Darstellungen verwendet.

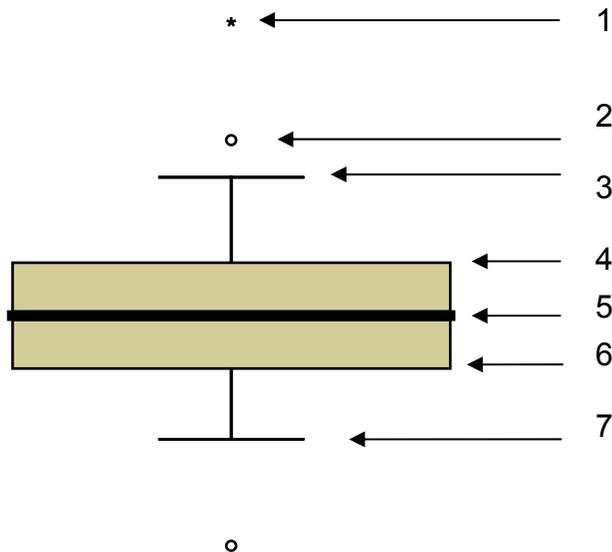


Abb. 18: Erläuterung des Boxplots

1. Extremwert
2. Ausreißer
3. Maximum (Größter Wert ohne Ausreißer oder Extremwerte)
4. 75%-Perzentil
5. Median (50%-Perzentil)
6. 25%-Perzentil
7. Minimum (kleinster Wert ohne Ausreißer oder Extremwerte)

5 Ergebnisse

5.1 Überprüfung der Normalverteilung – Kolmogorow-Smirnow-Test

Kolmogorov-Smirnov-Test:

Torquespiel	Festigkeit	Grenzwinkel	Grenztorque	Max.Winkel	Max.Torque
T1	T1	T1	T1	T1	T1
0,006 **	0,873	0,038 *	0,999	0,994	0,990

Torquespiel	Festigkeit	Grenzwinkel	Grenztorque	Max.Winkel	Max.Torque
T2	T2	T2	T2	T2	T2
0,024 *	0,443	0,458	0,423	0,974	1,000

Tab. 4: Kolmogorov-Smirnov-Test

Die ermittelten Werte der einzelnen Messungen sind mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung überprüft worden. Erwartungsgemäß liegt ein Großteil der Stichprobenwerte um den Mittelwert herum. Der kleinere Anteil entspricht den Werten, die vom Mittelwert abweichen und mit zunehmendem Abstand von diesem entsprechend seltener auftreten.

Errechnet wird bei diesem Verfahren die Wahrscheinlichkeit, dass die vorliegenden Werte in einer Stichprobe auftreten. Bei einer zu großen Differenz zwischen der idealisierten Kurve und den vorliegenden Werten, d. h. bei einer Wahrscheinlichkeit von kleiner als 5% ($p < 0,05$), dass die vorliegenden Werte bei einer Stichprobe entnommen werden, wird die These einer Normalverteilung abgelehnt. Vielmehr geht man von der Annahme aus, dass es sich um eine andere Verteilungsart als eine Normalverteilung handelt.

5.2 Torquespiel

T1 = vor Thermozyklierung

T2 = nach Thermozyklierung

* = Signifikanz

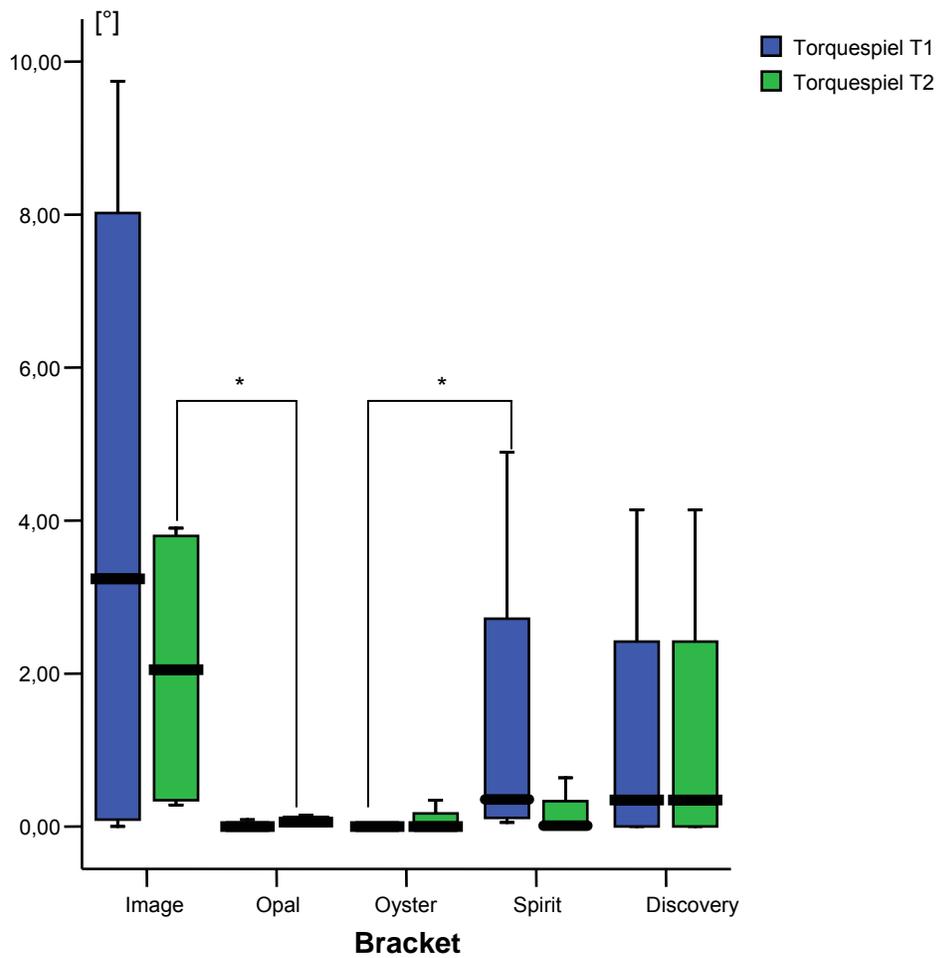


Abb. 19: Boxplot – Torquespiel

Das Torquespiel der Discovery-Brackets lag zwischen 0° und $4,14^\circ$. Der Mittelwert betrug $1,21^\circ$ mit einer Standardabweichung von $1,98^\circ$. Der Median ergab einen Wert von $0,35^\circ$.

Das Torquespiel der beiden selbstligierenden Brackets OPAL und Oyster war insgesamt sehr klein (ca. 0°). Nach der Thermozyklisierung unterschied sich das Torquespiel der OPAL- und der Oyster-Brackets von demjenigen vor der Thermozyklisierung innerhalb des Fehlerrahmens de facto nicht.

Die metallverstärkten Slots der Spirit-Brackets erreichten Werte zwischen $0,05^\circ$ und $4,89^\circ$. Der Mittelwert lag bei $1,42^\circ$ mit einer Standardabweichung von $2,33^\circ$. Der Medianwert betrug $0,36^\circ$. Nach der Thermozyklisierung wurden Werte zwischen 0° und $0,64^\circ$ erreicht. Der Mittelwert lag bei $0,17^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,32^\circ$. Der Medianwert betrug $0,12^\circ$.

Image-Brackets wiesen ein Torquespiel zwischen 0° und $9,74^\circ$ auf. Der Mittelwert betrug $4,06^\circ$ mit einer Standardabweichung von $4,79^\circ$. Der Median lag bei $3,24^\circ$. Nach der Thermozyklisierung wurden Werte zwischen $0,28^\circ$ und $3,9^\circ$ erreicht. Der Mittelwert ergab $2,07^\circ$ mit einer Standardabweichung von 2° . Der Median lag bei $2,05^\circ$.

5.2.1 Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich – Torquespiel)

Bracket	T1		T2	
	p	Signifikanz	p	Signifikanz
Image - Opal	0,114	n. s.	0,029	*
Image - Oyster	0,114	n. s.	0,057	n. s.
Image - Spirit	0,686	n. s.	0,144	n. s.
Opal – Spirit	0,057	n. s.	0,686	n. s.
Oyster – Spirit	0,029	*	0,343	n. s.
Opal – Oyster	0,686	n. s.	0,343	n. s.
Image – Discovery	0,486	n. s.	0,686	n. s.
Opal – Discovery	0,486	n. s.	1,000	n. s.
Oyster – Discovery	0,343	n. s.	0,486	n. s.
Spirit – Discovery	0,686	n. s.	0,886	n. s.

Tab. 5: Produktvergleich - Torquespiel

Der Mann-Whitney-U-Test zeigt im Vergleich zwischen Oyster- und Spirit-Brackets bei vor Thermozyklierung (T1) und zwischen Image- und Opal-Brackets nach Thermozyklierung (T2) signifikante Unterschiede ($p = 0,029$). Für die übrigen Werte fiel der Test nicht signifikant aus ($p > 0,05$).

5.2.2 Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklierung auf das Torquespiel)

Bracket	p	Signifikanz
Image	0,465	(n. s.)
Opal	0,066	(n. s.)
Oyster	0,317	(n. s.)
Spirit	0,273	(n. s.)

Tab. 6: Einflüsse der Thermozyklierung auf das Torquespiel

Der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben zeigt im Bezug auf die einzelnen Messwerte vor der Thermozyklierung (T1) und nach der Thermozyklierung (T2) keinen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$).

5.3 Festigkeit

T1 = vor Thermozyklierung

T2 = nach Thermozyklierung

* = Signifikanz

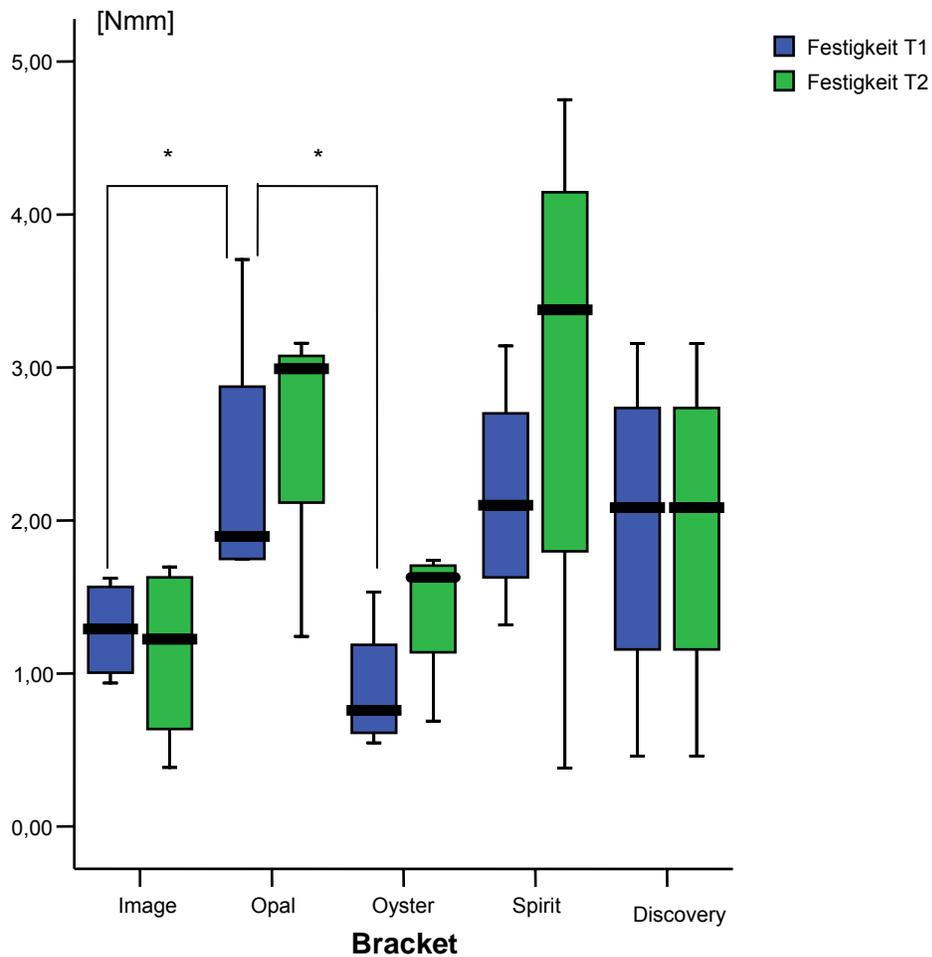


Abb. 20 : Boxplot – Festigkeit

Die Festigkeit der Discovery-Brackets bewegte sich im Rahmen der Werte zwischen $0,46\text{Nmm}/^\circ$ und $3,16\text{Nmm}/^\circ$. Der Mittelwert lag bei $1,95\text{Nmm}/^\circ$ mit einer Standardabweichung von $1,13\text{Nmm}/^\circ$. Der Median betrug $2,08\text{Nmm}/^\circ$.

Die Torquefestigkeit der OPAL-Brackets lag zwischen $1,75\text{Nmm}/^\circ$ und $3,71\text{Nmm}/^\circ$. Der Mittelwert lag bei $2,31\text{Nmm}/^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,94\text{Nmm}/^\circ$. Der Median ergab einen Wert von $1,9\text{Nmm}/^\circ$. Nach der Thermozyklierung wurden Werte zwischen $1,24\text{Nmm}/^\circ$ und $3,16\text{Nmm}/^\circ$ ermittelt. Der Mittelwert lag bei $2,6\text{Nmm}/^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,9\text{Nmm}/^\circ$. Der Median betrug $3\text{Nmm}/^\circ$.

Die Festigkeit der Spirit-Brackets bewegte sich im Rahmen der Werte zwischen $1,32\text{Nmm}/^\circ$ und $3,14\text{Nmm}/^\circ$. Der Mittelwert lag bei $2,16\text{Nmm}/^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,76\text{Nmm}/^\circ$. Der Median lag bei $2,1\text{Nmm}/^\circ$. Nach der Thermozyklierung wurden Werte zwischen $0,38\text{Nmm}/^\circ$ und $4,75\text{Nmm}/^\circ$ erreicht. Der Mittelwert lag bei $2,97\text{Nmm}/^\circ$ mit einer Standardabweichung von $1,85\text{Nmm}/^\circ$. Der Median ergab einen Wert von $3,38\text{Nmm}/^\circ$.

Oyster-Brackets erreichten vor der Thermozyklierung eine Torquefestigkeit zwischen $0,55\text{Nmm}/^\circ$ und $1,53\text{Nmm}/^\circ$. Der Mittelwert betrug $0,9\text{Nmm}/^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,44\text{Nmm}/^\circ$. Der Median lag bei $0,76\text{Nmm}/^\circ$. Nach der Thermozyklierung wurden Werte zwischen $0,69\text{Nmm}/^\circ$ und $1,74\text{Nmm}/^\circ$ ermittelt. Der Mittelwert lag bei $1,42\text{Nmm}/^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,49\text{Nmm}/^\circ$. Der Median lag bei $1,63\text{Nmm}/^\circ$.

Die Festigkeit der Image-Brackets lag im Bereich zwischen $0,94\text{Nmm}/^\circ$ und $1,62\text{Nmm}/^\circ$. Der Mittelwert lag bei $1,29\text{Nmm}/^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,33\text{Nmm}/^\circ$. Der Median betrug $1,29\text{Nmm}/^\circ$. Nach der Thermozyklierung wurden Werte zwischen $0,38\text{Nmm}/^\circ$ und $1,7\text{Nmm}/^\circ$ gemessen. Der Mittelwert ergab $1,13\text{Nmm}/^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,61\text{Nmm}/^\circ$. Der Median lag bei $1,22\text{Nmm}/^\circ$.

5.3.1 Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich – Festigkeit)

Bracket	T1		T2	
	p	Signifikanz	p	Signifikanz
Image - Opal	0,029	*	0,114	n. s.
Image - Oyster	0,200	n. s.	0,486	n. s.
Image - Spirit	0,114	n. s.	0,343	n. s.
Opal – Spirit	1,000	n. s.	0,343	n. s.
Oyster – Spirit	0,057	n. s.	0,343	n. s.
Opal – Oyster	0,029	*	0,200	n. s.
Image – Discovery	0,343	n. s.	0,200	n. s.
Opal – Discovery	1,000	n. s.	0,486	n. s.
Oyster – Discovery	0,343	n. s.	0,343	n. s.
Spirit – Discovery	1,000	n. s.	0,343	n. s.

Tab. 7: Produktvergleich – Festigkeit

Der Mann-Whitney-U-Test zeigt im Vergleich sowohl zwischen Image- und Opal-Brackets als auch zwischen Opal- und Oyster-Brackets vor der Thermozyklierung (T1) signifikante Unterschiede ($p = 0,029$). Für die übrigen Werte fiel der Test nicht signifikant aus ($p > 0,05$).

5.3.2 Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklierung auf die Festigkeit)

Bracket	p	Signifikanz
Image	0,465	(n. s.)
Opal	0,461	(n. s.)
Oyster	0,068	(n. s.)
Spirit	0,715	(n. s.)

Tab. 8: Einflüsse der Thermozyklierung auf die Festigkeit

Der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben zeigt im Bezug auf die einzelnen Messwerte vor der Thermozyklierung (T1) und nach der Thermozyklierung (T2) keinen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$).

5.4 Grenzwinkel

T1 = vor Thermozyklierung

T2 = nach Thermozyklierung

* = Signifikanz

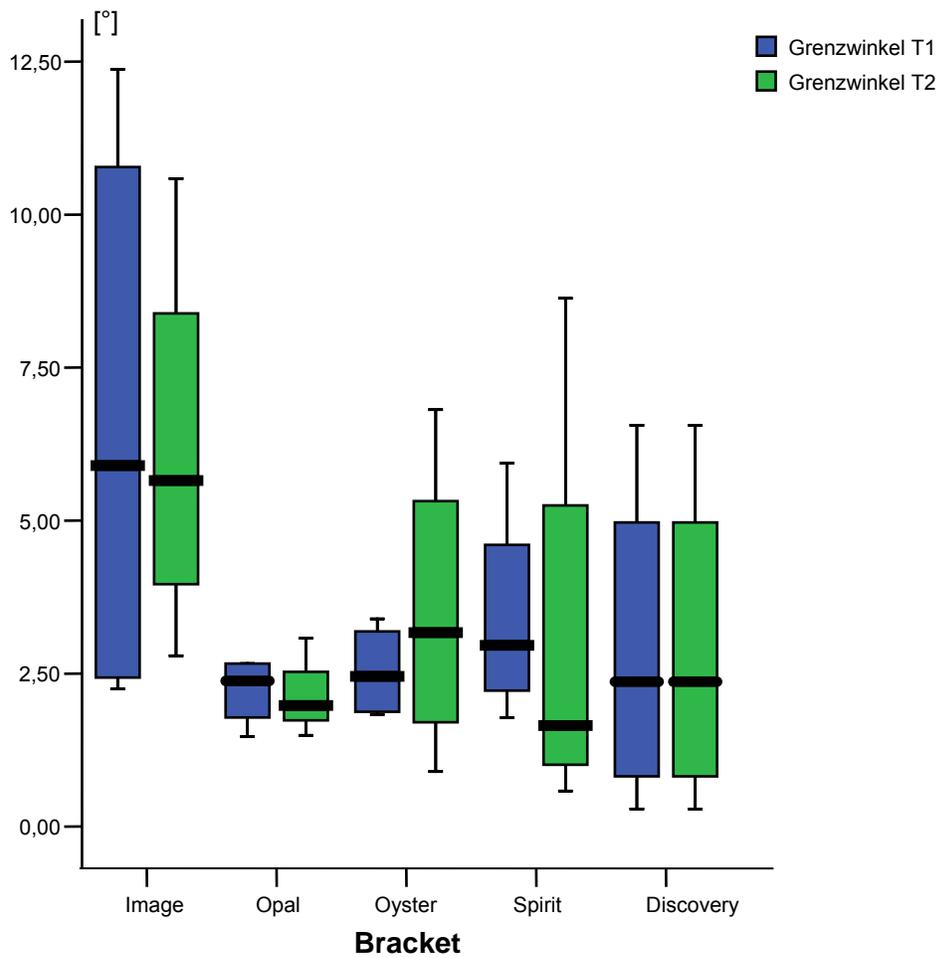


Abb. 22 : Boxplot – Grenzwinkel

Der Grenzwinkel der Discovery-Brackets konnte zwischen $0,29^\circ$ und $6,56^\circ$ gemessen werden. Der Mittelwert ergab einen Wert von $2,89^\circ$ mit einer Standardabweichung von $2,76^\circ$. Der Median lag bei $2,37^\circ$.

Der Übergang in die plastische Verformung erfolgte bei den OPAL-Brackets bei einem Winkel von $1,47^\circ$ bis $2,66^\circ$. Der Mittelwert betrug $2,22^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,57^\circ$. Der Medianwert lag bei $2,38^\circ$. Nach der Thermozyklierung lag der Grenzwinkel zwischen $1,49^\circ$ und $3,08^\circ$. Der Mittelwert ergab $2,13^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,67^\circ$. Der Median wurde bei einem Wert von $1,98^\circ$ gemessen.

Bei den Oyster-Brackets konnten Grenzwinkelwerte zwischen $1,83^\circ$ und $6,6^\circ$ gemessen werden. Der Mittelwert lag bei $2,53^\circ$ mit einer Standardabweichung von $0,78^\circ$. Der Median betrug $2,45^\circ$. Nach der Thermozyklierung verlagerte sich Grenzwinkel auf Werte zwischen $0,9^\circ$ und $6,81$. Der Mittelwert lag dann bei $3,5^\circ$ mit einer Standardabweichung von $2,5^\circ$. Der Median betrug $3,17^\circ$.

Die Spirit-Brackets erreichten Übergänge in die plastische Deformation zwischen $1,78^\circ$ und $5,94^\circ$. Der Mittelwert ergab $3,41^\circ$ mit einer Standardabweichung von $1,79^\circ$. Der Median lag bei $2,96^\circ$. Die thermozyklierten Spirit-Brackets erreichten anschließend Werte zwischen $0,58^\circ$ und $8,63^\circ$. Der Mittelwert lag bei $3,13^\circ$ mit einer Standardabweichung von $3,7^\circ$. Der Median wurde bei $1,54$ ermittelt.

Bei den Image-Brackets konnte der Übergang in die plastisch Verformung bei Werten zwischen $2,25^\circ$ und $12,38^\circ$ beobachtet werden. Das arithmetische Mittel ergab einen Wert von $6,6^\circ$ mit einer dazugehörigen Standardabweichung von $4,99^\circ$. Der Medianwert lag bei $5,8^\circ$. Nach der Thermozyklierung lag der Grenzwinkel zwischen $2,79^\circ$ und $10,59^\circ$. Der Mittelwert betrug $6,17^\circ$ und die Standardabweichung $3,27^\circ$. Der Median lag bei $5,65^\circ$.

5.4.1 Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich – Grenzwinkel)

	T1		T2	
	p	Signifikanz	p	Signifikanz
Image - Opal	0,343	n. s.	0,057	n. s.
Image - Oyster	0,343	n. s.	0,343	n. s.
Image - Spirit	0,686	n. s.	0,200	n. s.
Opal – Spirit	0,486	n. s.	0,486	n. s.
Oyster – Spirit	0,886	n. s.	0,686	n. s.
Opal – Oyster	0,686	n. s.	0,486	n. s.
Image – Discovery	0,343	n. s.	0,343	n. s.
Opal – Discovery	1,000	n. s.	1,000	n. s.
Oyster – Discovery	0,886	n. s.	0,686	n. s.
Spirit – Discovery	0,886	n. s.	0,886	n. s.

Tab. 9: Produktvergleich - Grenzwinkel

Bei diesen zwei Brackets ergeben sich keinerlei signifikanten Unterschiede in den einzelnen Messwerten. Dies gilt sowohl für die thermozyklierten als auch für die nicht thermozyklierten Brackets. Die Irrtumswahrscheinlichkeit p liegt hier zwischen 0,343 und 1,000.

5.4.2 Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklierung auf den Grenzwinkel)

Bracket	p	Signifikanz
Image	1,000	(n. s.)
Opal	1,000	(n. s.)
Oyster	0,465	(n. s.)
Spirit	0,715	(n. s.)

Tab. 10: Einflüsse der Thermozyklierung auf den Grenzwinkel

Der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben zeigt im Bezug auf die einzelnen Messwerte vor der Thermozyklierung (T1) und nach der Thermozyklierung (T2) keinen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$).

5.5 Grenztorque

T1 = vor Thermozyklierung

T2 = nach Thermozyklierung

* = Signifikanz

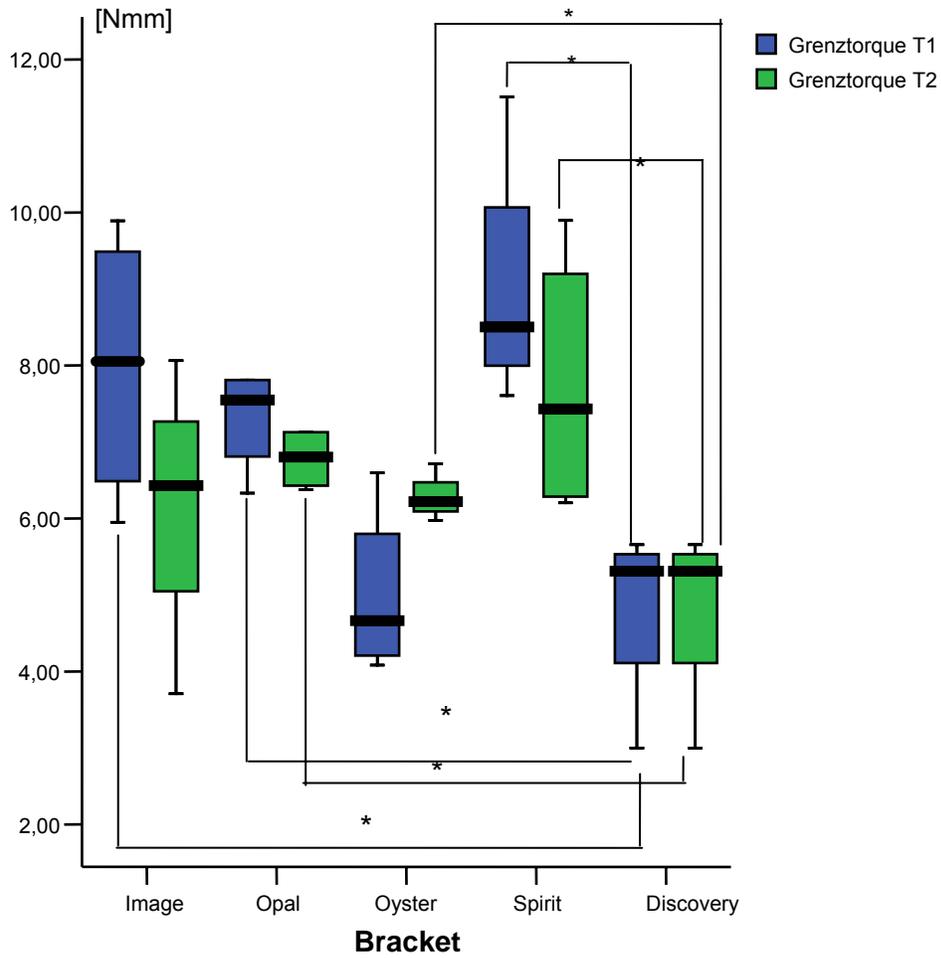


Abb. 23 : Boxplot - Grenztorque

Der Grenztorque der Discovery-Brackets lag zwischen 3Nmm und 5,66Nmm. Der Mittelwert betrug 4,8Nmm mit einer Standardabweichung von 1,23Nmm. Der Median lag bei 5,31Nmm.

Die Drehmomente, die beim Übergang in die plastische Verformung erreicht wurden, lagen bei den Opal-Brackets zwischen 6,33Nmm und 7,81Nmm. Der gemittelte Wert lag bei 7,31Nmm mit einer Standardabweichung von 0,7Nmm. Der Medianwert betrug 7,55Nmm. Die Drehmomente verringerten sich nach der Thermozyklierung geringfügig auf Werte zwischen 6,38Nmm und 7,13Nmm. Der Mittelwert betrug 6,78Nmm mit einer Standardabweichung von 6,8Nmm. Der Median lag bei 0,41Nmm.

Bei den Oyster-Brackets lagen die Werte zwischen 4,08Nmm und 6,6Nmm. Der Mittelwert betrug 5Nmm mit einer Standardabweichung von 1,31 Nmm. Der Median entspricht einem Wert von 4,67Nmm. Nach der Thermozyklierung lagen die erneut gemessenen Werte zwischen 5,98Nmm und 6,71Nmm. Das ermittelte arithmetische Mittel lag bei 6,28Nmm mit einer Standardabweichung von 0,31Nmm. Der Median betrug 6,22Nmm.

Spirit-Brackets erreichten Werte zwischen 7,6Nmm und 11,5Nmm. Der Mittelwert betrug 9,03Nmm mit einer Standardabweichung von 1,71Nmm. Der Median lag bei 8,5Nmm. Die Drehmomente verringerten sich wiederum nach der Thermozyklierung etwas auf Werte zwischen 6,2Nmm und 9,9Nmm. Das arithmetische Mittel lag bei 7,74Nmm mit einer Standardabweichung von 1,78Nmm. Der Medianwert betrug 7,43Nmm.

Image-Brackets wiesen Werte zwischen 5,95Nmm und 9,89Nmm auf. Der Mittelwert ergab 7,99Nmm mit einer Standardabweichung von 1,82Nmm. Der Medianwert betrug 8,05Nmm. Nach der Thermozyklierung erreichten Image-Brackets Drehmomente zwischen 3,71Nmm und 8,06Nmm. Der gemittelte Wert betrug 6,16Nmm mit einer Standardabweichung von 1,8Nmm. Der Median lag bei 6,42Nmm.

5.5.1 Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich - Grenztorque)

Bracket	T1		T2	
	p	Signifikanz	p	Signifikanz
Image - Opal	0,886	n. s.	0,686	n. s.
Image - Oyster	0,057	n. s.	0,686	n. s.
Image - Spirit	0,686	n. s.	0,686	n. s.
Opal – Spirit	0,114	n. s.	1,000	n. s.
Oyster – Spirit	0,029	*	0,343	n. s.
Opal – Oyster	0,057	n. s.	0,114	n. s.
Image – Discovery	0,029	*	0,200	n. s.
Opal – Discovery	0,029	*	0,029	*
Oyster – Discovery	0,886	n. s.	0,029	*
Spirit – Discovery	0,029	*	0,029	*

Tab.11: Produktvergleich – Grenztorque

Der Mann-Whitney-U-Test zeigt im Vergleich zwischen Oyster- und Spirit-Brackets, zwischen Image- und Discovery-Brackets, zwischen Opal- und Discovery-Brackets und zwischen Spirit- und Discovery-Brackets vor Thermozyklierung (T1) signifikante Unterschiede ($p = 0,029$). Des Weiteren sind die Messwerte zwischen Opal- und Discovery-Brackets, Oyster- und Discovery-Brackets und Spirit- und Discovery-Brackets nach Thermozyklierung (T2) signifikant ($p = 0,029$). Für die übrigen Werte fiel der Test nicht signifikant aus ($p > 0,05$).

5.5.2 Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklierung auf den Grenztorque)

Bracket	p	Signifikanz
Image	0,068	(n. s.)
Opal	0,141	(n. s.)
Oyster	0,144	(n. s.)
Spirit	0,273	(n. s.)

Tab.12: Einflüsse der Thermozyklierung auf den Grenztorque

Der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben zeigt im Bezug auf die einzelnen Messwerte vor der Thermozyklierung (T1) und nach der Thermozyklierung (T2) keinen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$).

5.6 Maximaler Winkel

T1 = vor Thermozyklierung

T2 = nach Thermozyklierung

* = Signifikanz

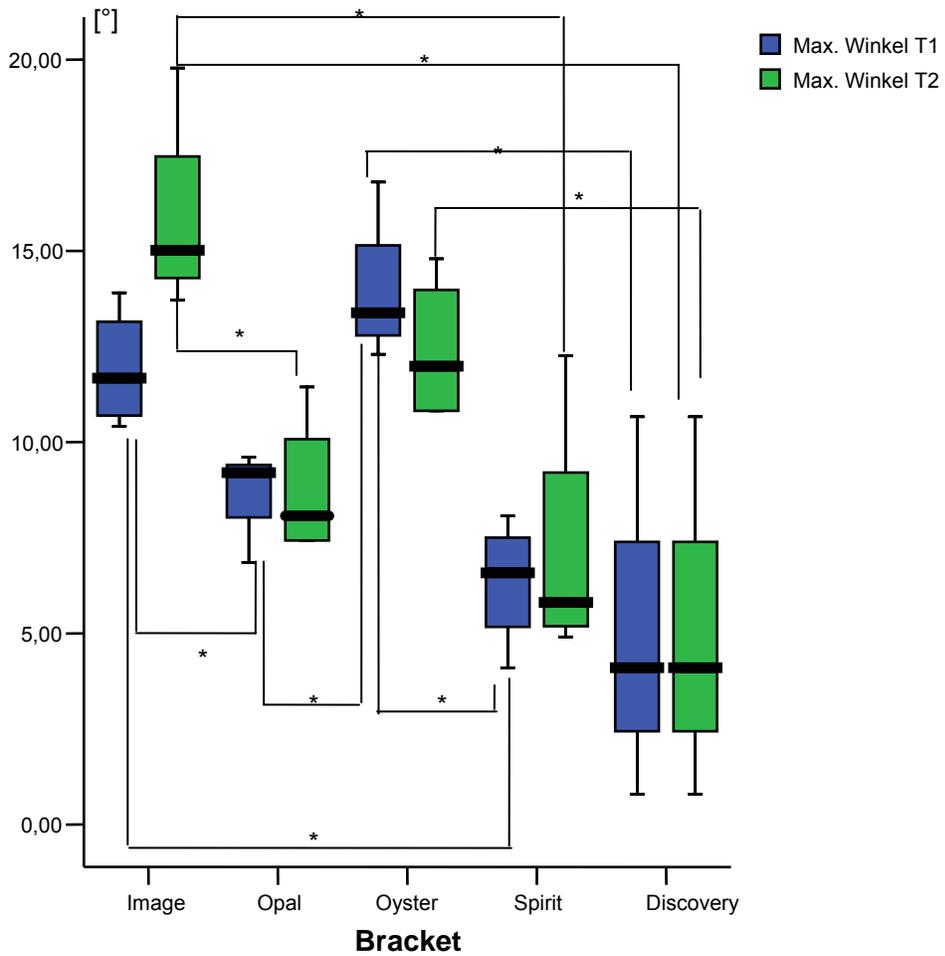


Abb. 24 : Boxplot - Maximaler Winkel

Der Maximalwinkel der Discovery-Brackets wurde zwischen $0,79^\circ$ und $10,66^\circ$ gemessen. Der Mittelwert lag bei $4,92^\circ$ mit einer Standardabweichung von $4,14^\circ$. Der Median betrug $4,10^\circ$.

Der maximale Torquewinkel, den die Brackets unterhalb der Zerstörung ertrugen, liegt unterhalb von 40° . Auch hier dokumentierte sich vergleichsweise ein kleiner Maximalwinkel von $6,85$ bis $9,6^\circ$ der Opal-Brackets. Der Mittelwert betrug $8,72^\circ$, die Standardabweichung $1,26^\circ$. Der Median ergab einen Wert von $9,2^\circ$. Nach der Thermozyklierung konnte eine Erhöhung der Maximalwinkel, die im Bereich zwischen $7,43^\circ$ und $11,44^\circ$ lagen, beobachtet werden. Der Mittelwert betrug $8,07^\circ$, die Standardabweichung $1,89^\circ$. Der Medianwert lag bei $8,07^\circ$.

Der Maximalwinkel bei den Spirit-Brackets lag zwischen $4,1^\circ$ und $8,07^\circ$. Der Mittelwert betrug $6,33^\circ$ und die Standardabweichung $1,67^\circ$. Der Median ergab einen Wert von $6,58^\circ$. Nach der Thermozyklierung bewegte sich der Maximalwinkel im Bereich zwischen $4,91^\circ$ und $12,26^\circ$. Der Mittelwert betrug $7,2^\circ$ mit einer Standardabweichung von $3,41^\circ$. Der Medianwert wurde bei $5,8^\circ$ ermittelt.

Bei den Oyster-Brackets bewegte sich der Maximalwinkel zwischen $12,29^\circ$ und $16,79^\circ$. Der Mittelwert betrug $13,96^\circ$ und die Standardabweichung $1,96^\circ$. Es wurde ein Medianwert von $13,38^\circ$ ermittelt. Nach der Thermozyklierung konnte der Maximalwinkel zwischen $10,82^\circ$ und $14,79^\circ$ gemessen werden. Der berechnete Mittelwert lag bei $12,4^\circ$ mit einer Standardabweichung von $1,94^\circ$. Der Median betrug $11,98^\circ$.

Bei Image-Brackets ließen sich Werte zwischen $10,41^\circ$ und $13,9^\circ$ aufzeichnen. Der Mittelwert betrug $11,92^\circ$ und die Standardabweichung $1,56^\circ$. Der Medianwert entsprach einem Wert von $11,67^\circ$. Nach der Thermozyklierung bewegten sich die Werte zwischen $13,71^\circ$ und $19,78^\circ$. Das arithmetisch ermittelte Mittel ergab einen Wert von $15,88^\circ$ mit einer Standardabweichung von $2,68^\circ$. Der Medianwert betrug $15,02^\circ$.

5.6.1 Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich – Maximaler Winkel)

Bracket	T1		T2	
	p	Signifikanz	p	Signifikanz
Image - Opal	0,029	*	0,029	*
Image - Oyster	0,343	n. s.	0,057	n. s.
Image - Spirit	0,029	*	0,029	*
Opal – Spirit	0,114	n. s.	0,343	n. s.
Oyster – Spirit	0,029	*	0,114	n. s.
Opal – Oyster	0,029	*	0,114	n. s.
Image – Discovery	0,057	n. s.	0,029	*
Opal – Discovery	0,343	n. s.	0,200	n. s.
Oyster – Discovery	0,029	*	0,029	*
Spirit – Discovery	0,486	n. s.	0,200	n. s.

Tab. 13: Produktvergleich – Maximaler Winkel

Der Mann-Whitney-U-Test zeigt im Vergleich zwischen Image- und Opal-Brackets, zwischen Image- und Spirit-Brackets, zwischen Oyster- und Spirit-Brackets, zwischen Opal- und Oyster-Brackets und zwischen Oyster- und Discovery-Brackets vor Thermozyklierung (T1) signifikante Unterschiede ($p = 0,029$). Des Weiteren sind die Messwerte zwischen Image- und Opal-Brackets, Image- und Spirit-Brackets, Image- und Discovery-Brackets und zwischen Oyster- und Discovery-Brackets nach Thermozyklierung (T2) signifikant ($p = 0,029$). Für die übrigen Werte fiel der Test nicht signifikant aus ($p > 0,05$).

5.6.2 Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklierung auf den Maximalen Winkel)

Bracket	p	Signifikanz
Image	0,068	(n. s.)
Opal	0,461	(n. s.)
Oyster	0,144	(n. s.)
Spirit	0,465	(n. s.)

Tab. 14: Einflüsse der Thermozyklierung auf den Maximalen Winkel

Der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben zeigt im Bezug auf die einzelnen Messwerte vor der Thermozyklierung (T1) und nach der Thermozyklierung (T2) keinen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$).

5.7 Maximaler Torque

T1 = vor Thermozyklierung

T2 = nach Thermozyklierung

* = Signifikanz

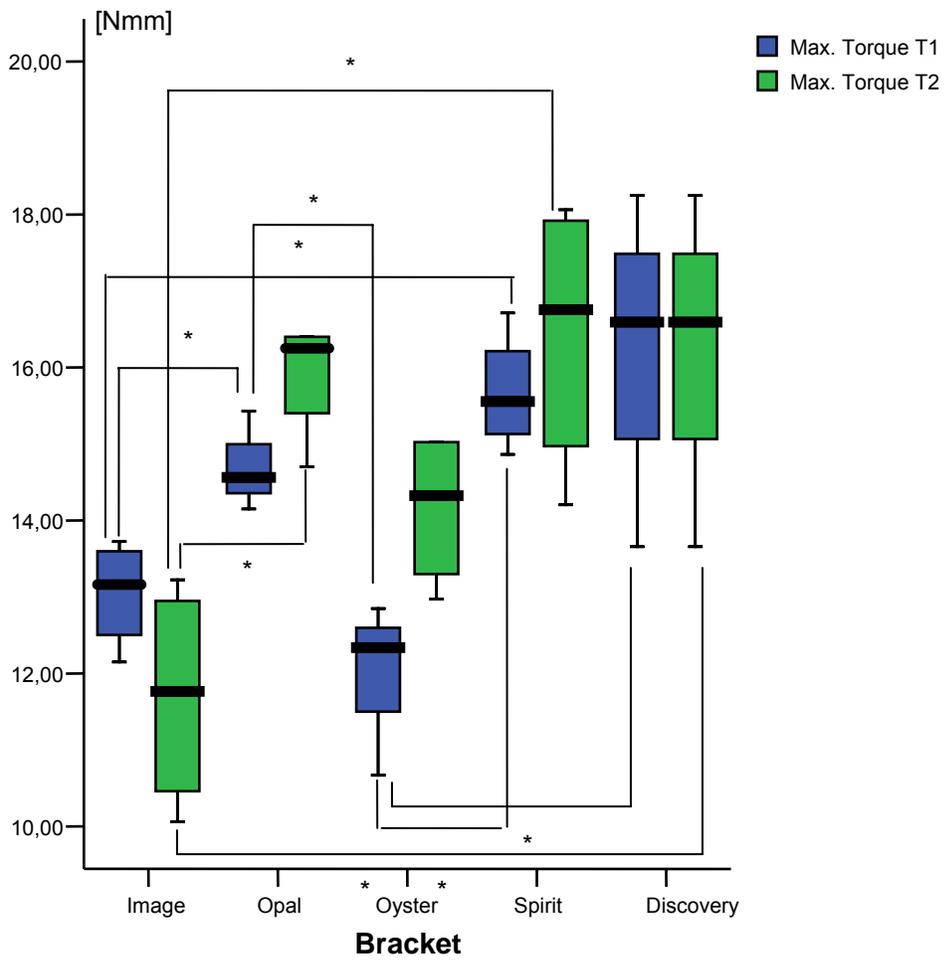


Abb. 25 : Boxplot - Maximaler Torque

Der maximale Torque der Discovery-Brackets bewegte sich zwischen 13,66Nmm und 18,25Nmm. Der Mittelwert betrug 16,27Nmm mit einer Standardabweichung von 1,91Nmm. Der Median wurde bei 16,59Nmm ermittelt.

Der maximale Torque beschreibt den größten gemessenen durchschnittlichen Torque jedes Brackets. Den höchsten Wert erfuhren die Spirit-Brackets mit Werten zwischen 14,86Nmm und 16,71Nmm. Das arithmetische Mittel ergab einen Wert von 15,67Nmm mit einer Standardabweichung von 0,78Nmm. Der Median betrug 15,56Nmm. Nach der Thermozyklierung wurde ein Maximaltorque zwischen 14,21Nmm und 18,06Nmm erreicht. Der Mittelwert lag bei 16,45Nmm mit einer Standardabweichung von 1,82Nmm. Der Median betrug 16,76.

Die Opal-Brackets erreichten Werte zwischen mit etwa 14,15Nmm bis 15,43Nmm. Das arithmetische Mittel betrug 14,68Nmm mit einer Standardabweichung von 0,54Nmm. Der Median lag bei 14,56Nmm. Nach der Thermozyklierung konnten Werte zwischen 14,7Nmm und 16,4Nmm erreicht werden. Der Mittelwert lag bei 15,9Nmm mit einer Standardabweichung von 0,81Nmm. Der Median betrug 16,25Nmm.

Bei den Oyster-Brackets konnten Werte zwischen 10,67Nmm und 12,85Nmm ermittelt werden. Der Mittelwert lag bei 12,05Nmm und die Standardabweichung bei 0,95Nmm. Der Median betrug 12,34Nmm. Nach der Thermozyklierung wurden Werte zwischen 12,97Nmm und 15,02Nmm gemessen. Der Mittelwert betrug 14,16Nmm mit einer Standardabweichung von 1,03Nmm. Der Median belief sich auf 14,32Nmm.

Die geringsten Werte zeigten sich bei den Image-Brackets mit etwa 12,15Nmm bis 13,72Nmm. Der Mittelwert lag bei 13,05Nmm mit einer Standardabweichung von 0,7Nmm. Der ermittelte Median betrug 13,16Nmm. Nach der Thermozyklierung trat bei den Image-Brackets mit Werten zwischen 10,06Nmm und 13,23Nmm ein Rückgang des Drehmoments an der Stelle des Maximalwinkels auf. Der Mittelwert lag bei 11,71Nmm mit einer Standardabweichung von 1,49Nmm. Der Median betrug 11,77Nmm.

5.7.1 Mann-Whitney-U-Test (Produktvergleich – Maximaler Torque)

Bracket	T1		T2	
	p	Signifikanz	p	Signifikanz
Image - Opal	0,029	*	0,029	*
Image - Oyster	0,200	n. s.	0,057	n. s.
Image - Spirit	0,029	*	0,029	*
Opal – Spirit	0,114	n. s.	0,886	n. s.
Oyster – Spirit	0,029	*	0,114	n. s.
Opal – Oyster	0,029	*	0,114	n. s.
Image – Discovery	0,057	n. s.	0,029	*
Opal – Discovery	0,343	n. s.	0,343	n. s.
Oyster – Discovery	0,029	*	0,114	n. s.
Spirit – Discovery	0,486	n. s.	1,000	n. s.

Tab.15: Produktvergleich – Maximaler Torque

Der Mann-Whitney-U-Test zeigt im Vergleich zwischen Image- und Opal-Brackets, zwischen Image- und Spirit-Brackets, zwischen Oyster- und Spirit-Brackets, zwischen Opal- und Oyster-Brackets und zwischen Oyster- und Discovery-Brackets vor Thermozyklisierung (T1) signifikante Unterschiede ($p = 0,029$). Des Weiteren sind die Messwerte zwischen Image- und Opal-Brackets, Image- und Spirit-Brackets und zwischen Image- und Discovery-Brackets nach Thermozyklisierung (T2) signifikant ($p = 0,029$). Für die übrigen Werte fiel der Test nicht signifikant aus ($p > 0,05$).

5.7.2 Wilcoxon-Test (Einflüsse der Thermozyklierung auf den Maximalen Torque)

Bracket	p	Signifikanz
Image	0,465	(n. s.)
Opal	0,066	(n. s.)
Oyster	0,068	(n. s.)
Spirit	0,465	(n. s.)

Tab.16: Einflüsse der Thermozyklierung auf den Maximalen Torque

Der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben zeigt im Bezug auf die einzelnen Messwerte vor der Thermozyklierung (T1) und nach der Thermozyklierung (T2) keinen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$).

6 Diskussion

Die Behandlung mit festsitzenden Apparaturen ist ein wesentlicher Bestandteil in der Kieferorthopädie. Bisherige Studien haben erwiesenermaßen die höchsten Torque- und Drehmomente bei Edelstahlbrackets nachweisen können. Alternativ waren die Ergebnisse der Brackets mit metallverstärkten Slots mit Edelstahlbrackets vergleichbar. Jedoch stellen sich aufgrund gesteigerter ästhetischer Ansprüche immer größere Nachfragen an zahnfarbenen Kunststoffbrackets. Allerdings konnten bisherige Kunststoffbrackets nicht effizient in einer kieferorthopädischen Behandlung zum Einsatz gebracht werden, da diese aufgrund schlechter Dimensionsstabilität die notwendigen Drehmomente und Bewegungen nicht erzielen konnten. In den vorangegangenen Studien wurden Untersuchungen mit ähnlichen Zielvorstellungen durchgeführt.

Die vorliegende Studie dient der Überprüfung von Dimensions- und Torquestabilität verschiedener Kunststoffbrackets und kam ähnlich wie die oben genannten Autoren zum Ergebnis, dass Brackets mit metallverstärkten Slots die höchsten Drehmomente erreicht haben. Darüber hinaus wurden zum Vergleichszweck selbstligierende, mit Glasfasern gefüllte Kunststoffbrackets getestet, welche ähnlich gute Ergebnisse hervorbrachten wie Brackets mit metallverstärkten Slots.

6.1 Diskussion der Versuchsmethodik

Eine mögliche Fehlerquelle dieser Studie war die geringere Anzahl, die nach der Thermozyklierung in die Statistik einfließen konnte. Grund hierfür war zum einen das vorzeitige Debonding und der Defekt einzelner Brackets. Dies traf insbesondere auf die Image-Brackets von GAC zu, da diese zum größten Teil durch die Messung zerstört, bzw. plastisch massiv verformt wurden. Bei den zerstörten Image-Brackets konnten kleine, klinisch relevante Drehmomente nicht mehr an den Zahn vermittelt werden. Daher konnte nur eine kleine Stichprobe mit ihren Messwerten in die Statistik einfließen. Insgesamt wurden durch die Messreihen im Anschluss an die Thermozyklierung (mit insbesondere den gleichen Messparametern wie vor der Thermozyklierung) ca. 50% der Image-Brackets zerstört, ebenso ca. 20% der Spirit-Brackets und ca. 15% der Oyster-Brackets. Die Zerstörungsrate der OPAL-Brackets lag bei 0%.

Ein weiteres Problem war die Reproduzierbarkeit insbesondere der reinen Kunststoffbrackets, da diese nach Erreichen des Maximalwinkels, bzw. des Maximaltorques irreversibel deformiert waren und somit eine Messwiederholung unmöglich gemacht haben. Auch Fischer-Brandies erklärte sich das zunehmende Torquespiel durch die unverhältnismäßig große Aufweitung des Bracketslots, welches durch die geringe Härte des Materials entstanden ist. Er erkannte, dass im Bracket-Draht-System das Bracketmaterial aufgrund der Aufweitung und Einkerbungserscheinungen eine Schwachstelle bildet und sieht folglich einem Recycling kritisch entgegen [17].

6.2 Diskussion der eigenen Ergebnisse

Discovery-Brackets wurden nicht thermozykliert, da aufgrund ihrer Materialbeschaffenheit keine Einflüsse durch die Thermozyklisierung zu erwarten waren.

Das Torquespiel der beiden selbstligierenden Brackets Opal und Oyster (ca. 0°) war im Gegensatz zu den Image-Brackets sehr klein. Dies ist auf die sehr hohe Maßhaltigkeit der selbstligierenden Slots zurückzuführen. Discovery-Brackets haben ein geringes Torquespiel (ca. $1,2^\circ$), da es sich bei diesen Brackets nicht um selbstligierende Brackets handelt. Wohingegen sich das hohe Torquespiel bei den Image-Brackets ($T_1 = \text{ca. } 4^\circ$, $T_2 = \text{ca. } 2^\circ$) durch die geringe Präzision dieses Edgewise-Brackets erklärt. Nach der Thermozyklisierung unterschied sich das Torquespiel der OPAL-Brackets von denjenigen vor der Thermozyklisierung innerhalb des Fehlerrahmens nicht. Hieraus lässt sich ableiten, dass die Maßhaltigkeit der Slots durch die Thermozyklisierung nicht nachteilig beeinflusst wurde. Ähnliches lässt sich auch für die übrigen Brackets ableiten.

Die Torquefestigkeit der OPAL-Brackets war insgesamt sehr hoch ($T_1 = \text{ca. } 2\text{Nmm}/^\circ$, $T_2 = \text{ca. } 3\text{Nmm}/^\circ$). Sie war mit derjenigen der Spirit-Brackets ($T_1 = \text{ca. } 2\text{Nmm}/^\circ$, $T_2 = 3\text{Nmm}/^\circ$) und der Discovery-Brackets ($1,95\text{Nmm}/^\circ$) vergleichbar. Die Image- ($T_1 = \text{ca. } 1\text{Nmm}/^\circ$, $T_2 = \text{ca. } 1\text{Nmm}/^\circ$) und Oyster-Brackets ($T_1 = \text{ca. } 1\text{Nmm}/^\circ$, $T_2 = \text{ca. } 1\text{Nmm}/^\circ$) wiesen einer hohen Aufdehnung des Slots zufolge erwartungsgemäß eine geringere Torquefestigkeit auf.

Der Übergang in die plastische Verformung erfolgte bei dem OPAL-Brackets bei einem Winkel von ca. 2° (T1, T2). Insbesondere bei den Image-Brackets konnte der Übergang in die plastische Verformung durchschnittlich bei ca. 6° (T1, T2) beobachtet werden. Dies macht wiederum deutlich, dass die Slots der Image-Brackets durch ihre geringe Festigkeit in diesem Stadium bereits stark aufgedehnt sind. Im Vergleich zur Messung des Übergangswinkels in die plastische Verformung vor der Thermozyklierung ergibt sich, dass sich dieser innerhalb des Fehlerrahmens im Grunde nicht ändert. Die absolute Größe des Grenzwinkels wird, wie schon ausgangs der Thermozyklierung, durch die hohe Festigkeit und Slotpräzision reglementiert. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass Opal-Brackets ungeachtet der Thermozyklierung eine hohe Festigkeit beibehielten.

Trotz der zuvor genannten Unterschiede in der Bewertung der jeweiligen Brackets waren die Drehmomente, die beim Übergang in die plastische Verformung erreichten wurden, vergleichsweise groß. Beim Übergang in den Bereich der plastischen Verformung traten, unter Ausnahme der Spirit-Brackets, bei den OPAL-Brackets die im Fehlerrahmen höchsten Drehmomente auf. Dies dokumentiert ebenfalls die hohe Torquefestigkeit. Des Weiteren nahmen diese gegenüber jenen vor der Thermozyklierung nur um ca. 7% ab, während z.B. jene der Image-Brackets um ca. 25% abnahmen.

Durch einen vergleichsweise kleinen Maximalwinkel dokumentierte sich die Torquestabilität der Opal-Brackets (T1 = ca. 9° , T2 = ca. 9°), deren Werte sich in etwa im Rahmen der Spirit-Brackets (T1 = ca. 6° , T2 = ca. 7°) und der Discovery-Brackets ($4,9^\circ$) bewegten. Beachtenswert sind hier auch die nahezu unveränderten Werte der Opal-Brackets vor und nach Thermozyklierung. Die höchsten Werte wurden wie erwartet wiederum von den Image-Brackets (T1 = ca. 12° , T2 = ca. 16°) und von den Oyster-Brackets (T1 = ca. 14° , T2 = ca. 12°) erreicht.

Der maximale Torque differiert insbesondere bei den Image- und Oyster-Brackets vor und nach Thermozyklierung. Bei den Image-Brackets findet eine Abnahme von ca. 10% statt. Oyster-Brackets erfahren nach der Thermozyklierung eine Differenz von ca. 14%.

Bei anderen Brackets hingegen konnte keine Abnahme des maximalen Torques beobachtet werden. Erwartungsgemäß erreichten die Opal- und Spirit-Brackets die höchsten Werte und reichten nahezu an die Werte der Discovery-Brackets heran.

In der vorliegenden Studie wurde durch den Vergleich verschiedenartiger Kunststoffbrackets demonstriert, dass das selbstligierende, glasfasergefüllte Kunststoffbracket Opal die akzeptabelsten Werte nachweist und den Werten der Spirit-Brackets, welche einen metallverstärkten Slot aufweisen, am ehesten entspricht. Die guten Ergebnisse der Opal-Brackets lassen sich nicht nur durch ihre Konstruktion erklären, sondern auch durch ihre Beschaffenheit, da das Material mit Glasfasern gefüllt ist. Denn die Oyster-Brackets haben keine Füller und weisen demnach entgegen ihrer baulichen Konstruktion keine akzeptablen Werte auf. Dies wurde spätestens nach der Thermozyklierung deutlich: reichten die Werte dieser Brackets vor der Thermozyklierung noch an die der Opal-Brackets heran, so schnitten die Oyster-Brackets nach der Thermozyklierung wesentlich schlechter ab, was sich durch eine Materialdegradation begründen lässt. Image-Brackets hingegen sind klassische Edgewise-Brackets mit Glasfaseranteilen und schnitten in dieser Studie unterdurchschnittlich ab. Als Fazit kann festgestellt werden, dass die hohe Torque- und Dimensionsstabilität sowohl von der Materialbeschaffenheit, als auch von der Konstruktion abhängt, sofern Brackets nicht metallverstärkt sind.

Die im Ergebnisteil mit dem Wilcoxon-Test dargestellte Tabelle zeigt, dass trotz Thermozyklierung keine signifikanten Unterschiede innerhalb der Messobjekte zu erkennen waren. Obwohl die Werte nach der Thermozyklierung insgesamt schlechter ausfielen, bewegten sich alle Bracketarten innerhalb ihres Fehlerrahmens (T_1 , T_2 : $p > 0,05$). Dies lässt Rückschlüsse auf die Grundstabilität von Opal- und Spirit-Brackets zu, so dass keine signifikant verschlechterten Werte durch die Thermozyklierung zu erwarten waren.

Allerdings zeigten sich im Vergleich der jeweiligen Brackets untereinander einige signifikante Unterschiede. Der Vergleich zwischen Opal/Oyster ($p = 0,029$ Festigkeit, Maximaler Winkel, Maximaler Torque T_1), Image/Spirit ($p = 0,029$, Maximaler Winkel,

Maximaler Torque T1/T2), Oyster/Spirit ($p = 0,029$, Torquespiel, Grenztorque, Maximaler Torque, T1) und Opal/Oyster ($p = 0,029$, Torquespiel, Maximaler Winkel, Maximaler Torque T1) weist in einigen Punkten signifikante Unterschiede auf (siehe Tabellen 14 bis 19). Verantwortlich dafür sind die oben angegebenen Abweichungen bezüglich Materialbeschaffenheit und Konstruktion der Brackets. Je größer also die Differenzen zwischen der oben genannten Kriterien der jeweiligen Brackets sind, desto höher sind erwartungsgemäß die signifikanten Unterschiede. Der Vergleich zwischen Opal/Spirit und Image/Oyster zeigt daher keine signifikanten Unterschiede aufgrund paarweise ähnlich guter bzw. ähnlich schlechter Ergebnisse.

6.3 Schlussfolgerungen

Diese Untersuchung unterstreicht die bisher gewonnenen Ergebnisse und demonstriert außerdem eine ausgesprochen hohe Torquefestigkeit der OPAL-Brackets. Dies ist offenbar nicht nur auf die hohe Belastbarkeit des fasergefüllten Werkstoffes zurückzuführen, sondern insbesondere auch auf die Konstruktion. Die hohe Querbelastbarkeit der Verschlussklappe führt zu einer hohen Stabilität des Brackets im geschlossenen Zustand. Die übrigen Brackets, die entweder nur Füllanteile (Image-Bracket) oder nur eine selbstligierende Konstruktion besitzen (Oyster-Brackets), weisen keine akzeptablen Werte auf. Opal-Brackets sind somit die ersten Kunststoffbrackets, die eine annähernd so hohe Dimensionsstabilität aufweisen wie metallverstärkte Brackets, bzw. wie Stahlbrackets.

Bei dieser Studie handelt es sich um eine In-vitro-Untersuchung zur Prüfung der mechanischen Eigenschaften verschiedener Brackets. Daher ist die klinische Aussagekraft nur beschränkt möglich. Der Einfluss der Wassereinlagerung und Temperaturschwankungen mittels Thermozyklierung konnte zwar miteinbezogen werden, Einwirkungen aus der natürlichen Umgebung der Mundhöhle, wie etwa der pH-Wert, bakterielle Zusammensetzung und mechanische Auswirkungen (Lippen-, Zungenbewegungen) wurden hingegen nicht berücksichtigt. Des Weiteren kann keine Angaben über Verfärbungsgrade gemacht werden, die im Laufe der Tragezeit durch die Nahrungszusammensetzung zustande kommen. Die Thermozyklierung der Brackets

beeinflusste in dieser Studie die Dimensionsstärke der Slots ohne Berücksichtigung einer Stabilitätsprüfung der Klappvorrichtung selbstligierender Brackets. Zudem konnten die Einflüsse der Nachbarzähne und die Summation ihrer Nebenkräfte nicht einbezogen werden. Daher schließt sich eine kritische Bewertung der Übertragbarkeit von Ergebnissen an.

Die begrenzten Voraussetzungen einer In-vitro-Untersuchung lassen keine uneingeschränkte Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die In-vivo-Situation zu. Daher sollten sich weiterführende Untersuchungen mit diesen Werkstoffen unter Beachtung der klinischen Situation in der Mundhöhle anschließen.

7 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit ist eine In-vitro-Studie und befasst sich mit der Torque- und Dimensionsstabilität vier verschiedener Kunststoffbrackets mit unterschiedlichen Materialeigenschaften und Bracketkonfigurationen. Zur ersten Gruppe gehören die Image-Brackets von GAC, welche Kunststoff-Edgewise-Brackets mit Glasfaseranteilen darstellen. Bei der zweiten Gruppe handelt es sich um Oyster-Brackets von Gestenco Int., welche passiv selbstligierend sind und deren Hauptanteil aus Polycarbonat besteht. Des Weiteren wurden selbstligierende Opal-Brackets mit Glasfaseranteilen auf ihre Stabilität geprüft. Die letzte Gruppe waren die Spirit-Brackets vonOrmco, deren Slots metallverstärkt waren. Als Referenzbrackets dienten die Stahlbrackets Discovery von Dentaurum. Alle Brackets wurden auf eine Edelstahlwelle geklebt und hinsichtlich ihres Deformationsverhaltens getestet. Anschließend wurden die Brackets in 5000 Zyklen thermozykliert. Mit der Thermozyklierung wird eine künstliche Alterung der Brackets beabsichtigt, um zu testen, inwiefern sich eine Materialdegradation auf das Torqueverhalten auswirkt. Schließlich wurden die Brackets noch einmal unter denselben Bedingungen wie vor der Thermozyklierung geprüft.

Die Ergebnisse dieser Arbeit haben bei den passiv selbstligierenden Opal-Brackets neben den metallverstärkten Spirit-Brackets die höchsten Drehmomente und Torquefestigkeit dargestellt. Die Image- und die Oster-Brackets hingegen wiesen schlechtere Werte auf, so dass eine Benutzung derselben im klinischen Alltag fragwürdig ist. Der Vergleich zwischen den Werten jeweils einer Bracketgruppierung vor und nach Thermozyklierung (Wilcoxon-Test für verbundene Proben) zeigt keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$). Die Gegenüberstellung der Brackets, die jeweils paarweise erfolgte (Mann-Whitney-U-Test), zeigte hinsichtlich einiger Messgrößen signifikante Unterschiede.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die Opal-Brackets die ersten Kunststoffbrackets darstellen, die eine annähernd so hohe Dimensionsstabilität aufweisen wie metallverstärkte Brackets wie Spirit-Brackets oder wie Stahlbrackets. Dies liegt vor allem nicht nur an der hohen Belastbarkeit des fasergefüllten Werkstoffes, sondern

insbesondere auch an der Konstruktion, die sich durch eine Querbelaastbarkeit der Verschlusskappe auszeichnet.

8 Anhang

8.1 Statistische Einzelauswertungen

8.1.1 Discovery

	Torquespiel	Festigkeit	Grenzwinkel	Grenztorque	Max. Winkel	Max. Torque
MW	1,2093	1,9464	2,8949	4,8206	4,9158	16,2736
Med	,3479	2,0846	2,3675	5,3128	4,1028	16,5940
SD	1,98199	1,12808	2,75825	1,22658	4,13715	1,91415
Min	,00	,46	,29	3,00	,79	13,66
Max	4,14	3,16	6,56	5,66	10,66	18,25

8.1.2 Torquespiel

	Image T1	Image T2	Opal T1	Opal T2	Oyster T1	Oyster T2	Spirit T1	Spirit T2
MW	4,0555	2,0728	,0225	,0724	,0000	,0860	1,4158	,1658
Med	3,2397	2,0532	,0000	,0603	,0000	,0000	,3568	,0124
SD	4,78972	1,99593	,04494	,06483	,00000	,17200	2,32866	,31525
Min	,00	,28	,00	,02	,00	,00	,05	,00
Max	9,74	3,90	,09	,15	,00	,34	4,89	,64

8.1.3 Festigkeit

	Image T1	Image T2	Opal T1	Opal T2	Oyster T1	Oyster T2	Spirit T1	Spirit T2
MW	1,2854	1,1327	2,3114	2,5958	,8993	1,4208	2,1641	2,9717
Med	1,2917	1,2245	1,8957	2,9918	,7594	1,6283	2,0994	3,3769
SD	,33113	,61079	,93958	,90630	,43875	,49194	,75911	1,84847
Min	,94	,38	1,75	1,24	,55	,69	1,32	,38
Max	1,62	1,70	3,71	3,16	1,53	1,74	3,14	4,75

8.1.4 Grenzwinkel

	Image T1	ImageT2	Opal T1	Opal T2	Oyster T1	Oyster T2	Spirit T1	Spirit T2
MW	6,6061	6,1715	2,2230	2,1321	2,5328	3,5113	3,4112	3,1289
Med	5,8979	5,6549	2,3810	1,9798	2,4543	3,1684	2,9618	1,6511
SD	4,99347	3,26628	,57017	,67165	,77735	2,50433	1,79194	3,70748
Min	2,25	2,79	1,47	1,49	1,83	,90	1,78	,58
Max	12,38	10,59	2,66	3,08	3,40	6,81	5,94	8,63

8.1.5 Grenztorque

	Image T1	Image T2	Opal T1	Opal T2	Oyster T1	Oyster T2	Spirit T1	Spirit T2
MW	7,9875	6,1572	7,3099	6,7763	5,0029	6,2824	9,0308	7,7418
Med	8,0545	6,4285	7,5493	6,8024	4,6654	6,2191	8,5030	7,4333
SD	1,81817	1,80536	,69672	,40525	1,13133	,31007	1,70908	1,77674
Min	5,95	3,71	6,33	6,38	4,08	5,98	7,61	6,20
Max	9,89	8,06	7,81	7,13	6,60	6,71	11,51	9,90

8.1.6 Maximaler Winkel

	Image T1	Image T2	Opal T1	OpalT2	Oyster T1	Oyster T2	Spirit T1	Spirit T2
MW	11,9152	15,8797	8,7168	8,7529	13,9629	12,3951	6,3342	7,1950
Med	11,6741	15,0152	9,2047	8,0726	13,3835	11,9847	6,5834	5,8084
SD	1,56320	2,67694	1,25582	1,88982	1,95833	1,94179	1,67172	3,41284
Min	10,41	13,71	6,85	7,43	12,29	10,82	4,10	4,91
Max	13,90	19,78	9,60	11,44	16,79	14,79	8,07	12,26

8.1.7 Maximaler Torque

	Image T1	Image T2	Opal T1	Opal T2	Oyster T2	Oyster T1	Spirit T1	Spirit T2
MW	13,0492	11,7050	14,6764	15,9014	14,1603	12,0487	15,6718	16,4452
Med	13,1628	11,7659	14,5627	16,2514	14,3232	12,3387	15,5558	16,7563
SD	,70177	1,48970	,53868	,81214	1,02897	,95000	,77806	1,81618
Min	12,15	10,06	14,15	14,70	12,97	10,67	14,86	14,21
Max	13,72	13,23	15,43	16,40	15,02	12,85	16,71	18,06

8.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung	1	Bracketaufbau
Abbildung	2	Bracketaufbau
Abbildung	3	Selbstligierendes Bracket – Damon 2 Bracket
Abbildung	4	Orthodontische Zahnbewegungen
Abbildung	5	Torque
Abbildung	6	Opal-Bracket
Abbildung	7	Discovery-Bracket
Abbildung	8	Image-Bracket
Abbildung	9	Oyster-Bracket
Abbildung	10	Oyster-Bracket
Abbildung	11	Spirit-Bracket
Abbildung	12	Spirit-Bracket
Abbildung	13	Messprinzip
Abbildung	14	Schunk Nano-Sensor
Abbildung	15	Messaufbau
Abbildung	16	Messvektor - Beispiel
Abbildung	17	Torqueverlust
Abbildung	18	Erläuterung des Boxplots
Abbildung	19	Boxplot – Torquespiel
Abbildung	20	Boxplot – Festigkeit
Abbildung	21	Boxplot – Grenzwinkel
Abbildung	22	Boxplot – Grenztorque
Abbildung	23	Boxplot – Maximaler Winkel
Abbildung	24	Boxplot – Maximaler Torque

8.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle	1	Brackets – Vor- und Nachteile
Tabelle	2	Indikationsspezifische Kraftgrößen
Tabelle	3	Beispiele selbstligierender Brackets
Tabelle	4	Kolmogorow-Smirnow-Test
Tabelle	5	Produktvergleich - Torquespiel
Tabelle	6	Einflüsse der Thermozyklisierung auf das Torquespiel
Tabelle	7	Produktvergleich – Festigkeit
Tabelle	8	Einflüsse der Thermozyklisierung auf die Festigkeit
Tabelle	9	Produktvergleich - Grenzwinkel
Tabelle	10	Einflüsse der Thermozyklisierung auf den Grenzwinkel
Tabelle	11	Produktvergleich – Grenztorque
Tabelle	12	Einflüsse der Thermozyklisierung auf den Grenztorque
Tabelle	13	Produktvergleich – Maximaler Winkel
Tabelle	14	Einflüsse der Thermozyklisierung auf den Maximalen Winkel
Tabelle	15	Produktvergleich – Maximaler Torque
Tabelle	16	Einflüsse der Thermozyklisierung auf den Maximalen Torque

9 Literaturverzeichnis

1. Aird JC: Histological and clinical studies of physical variables influencing the efficiency of bonded polycarbonate orthodontic attachments. MMEDSc. Thesis, 1987, Universität Dresden
2. Aird JC, Durning A.: Fracture of polycarbonate edgewise brackets - A clinical and S.E.M. Study. Br J Orthod 14 (1987), 191-195
3. Aird JC, Millett DT, Sharples K: Fracture of Polycarbonate Brackets - A related photoelastic stress analysis. Br J Orthod 15 (1988), 87-92
4. Akinin PC, Nanda RS, Duncanson MG, Currier GF, Sinha PK: Fracture strength of ceramic brackets during archwire torsion. Am J Orthod Dentofac Orthop 109 (1996), 22-27
5. Alkire RG, Bagby MD, Gladwin MA, Kim H: Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets. Dent Mater 13 (1997), 2-6
6. Angle EH: The latest and best in orthodontic mechanism. Dent Cosmos 70 (1928), 1143-1158
7. Berger JL: The SPEED appliance: a 14 year update on this unique self-ligating orthodontic mechanism. Am J Orthod Dentofac Orthop 105 (1994), 217-223
8. Berger JL: Self-Ligation in the Year 2000. J Clin Orthod 34 (2000), 74-81
9. Berger JL: The clinical efficiency of self-ligated Brackets. J Clin Orthod 35 (2001), 304-308
10. Bühl A, Zöfel P: SPSS 12 – Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows. Pearson Studium, München, 2005

-
11. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F: Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 124 (2003), 395-402
 12. Diedrich P: *Praxis der Zahnheilkunde*. Urban und Fischer Verlag, München, Jena, 2000
 13. Dobrin RJ, Kamel PD, Musich DR: Load-deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 67 (1975), 24-33
 14. Damon DH: The Damon low friction bracket: a biologically compatible straight-wire-system. *J Clin Orthod* 32 (1998), 670-680
 15. Esmaili S: Ligation properties of a self-ligating composite bracket: An in vitro study. http://www.gestenco.com/seifi_thesis.pdf (2004)
 16. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM: In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106 (1994), 265-272
 17. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S: Torque transmission between square wire and bracket as a function of measurement, form and hardness parameters. *J Orofac Orthop* 61 (2000), 258-265
 18. Flores DA, Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE, Jeiroudi MT: Deformation of metal brackets: a comparative study. *Angle Orthod* 64 (1994), 283-290

-
19. Gmyrek H, Bouraurel C, Richter G, Harzer W: Torque capacity of metal and plastic brackets with reference to materials, application, technology and biomechanics. *J Orofac Orthop* 63 (2002), 113-128
 20. Guan G, Takano-Yamamoto T, Miyamoto M, Hattori T, Ishikawa K, Suzuki K: Shear bond strength of orthodontic plastic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 117 (2000) 438-443
 21. Gunn S, Powers JM: Strength of ceramic brackets in shear and torsion test. *J Clin Orthod* 25 (1991), 355-358
 22. Harradine NWT, Birnie DJ: The clinical use of Activa self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 109 (1996), 319-328
 23. Harradine NWT: Self-ligating brackets: where are we now? *J Orthod* 30 (2003), 262-273
 24. Harzer W, Bouraurel C, Gmyrek H: Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal. *Eur J Orthod* 26 (2004), 435-441
 25. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG: Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 99 (1991), 287-293.
 26. Jeiroudi MT: Enamel fracture caused by ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 99 (1991), 97-99
 27. Kahl-Nieke B: Einführung in die Kieferorthopädie. Urban & Schwarzenberg, München, 1995
 28. Kapur-Wadhwa R: Physical and mechanical properties affecting torque control. *J Clin Orthod* 38 (2004), 335-340

-
29. Kusy RP: Ceramic Brackets. *Angle Orthod* 61 (1991), 291-292
 30. Liu JK, Chang LT, Chuang SF, Shieh DB: Shear bond strength of plastic brackets with a mechanical base. *Angle Orthod* 72 (2002), 141-145
 31. Van Loenen M, Degrieck J, De Pauw G, Dermaut L: Anterior tooth morphology and its effect on torque. *Eur J Orthod* 27 (2005), 258-262
 32. Maijer R: Time saving with self-ligating brackets. *J Clin Orthod* 24 (1990), 29-31
 33. Newman, GV: Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 51 (1965), 901-912
 34. Newman GV: Adhesion and orthodontic plastic attachments. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 56 (1969), 573-588
 35. Newman GV: First direct bonding in orthodontia. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 101 (1992), 190-191
 36. Rains MD, Chaconas SJ, Caputo AA, Rand R: Stress analysis of plastic bracket configurations. *J Clin Orthod* 11 (1977), 120-125
 37. Rauch DE, Joplin M: Torque and its application to orthodontics. *Am J Orthod* 45 (1959), 817-830
 38. Reitan K: Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 43 (1957), 32-45
 39. Reitan K: Biomechanical principles and reactions. In: Graber TM, Swain BF: *Orthodontics – Current principles and techniques*. Mosby, St. Louis – Toronto – Princeton (1985)

-
40. Ricketts RM, Bench R, Gugino C: Bioprogressive therapy. Rocky Mountain Orthodontics, Denver, 1977
 41. Sachs L: Angewandte Statistik. Springer Verlag, Berlin, 2002
 42. Sadat-Khonsari R, Moshtaghy A, Schlegel V, Kahl-Nieke B, Möller M, Bauss O: Torque deformation characteristics of plastic brackets: a comparative study. J Orofac Orthop 65 (2004), 26-33
 43. Schmuth GPF, Holtgrave EA, Drescher D: Kieferorthopädie – Klinische Technik. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1997
 44. Schopf P: Curriculum Kieferorthopädie. Quintessenzverlag GmbH, 2 (1994)
 45. Shivapuja PK, Berger J: A comparative study of conventional ligation and self-ligation brackets systems. Am J Orthod Dentofac Orthop 106 (1994), 472-480
 46. Stolzenberg J: The Russell attachment and its improved advantages. Am J Orthod Dentofac Orthop 21 (1935), 837-840
 47. Stolzenberg J: The efficiency of the Russell attachment. Am J Orthod Oral Surg 32 (1946), 572-582
 48. Storey E, Smith R: Force in orthodontics and its relation to tooth movement. Aust Dent J 56 (1952), 11-18
 49. Viazis AD, DeLong R, Bevis RR: Enamel abrasion from ceramic brackets under an artificial oral environment. Am J Orthod Dentofac Orthop 98 (1990), 103-109
 50. Wildman AJ: Round table – the Edgelock bracket. J Clin Orthod 6 (1972), 613-623

10 Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt als erstes meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Drescher für die Überlassung des Themas. Er unterstützte mich nicht nur mit seinem wertvollen Rat bei allen aufgetretenen fachlichen, praktischen und theoretischen Schwierigkeiten, sondern auch stets mit seinem guten Zuspruch und moralischem Beistand, der mich immer wieder motivierte.

Des Weiteren gilt mein Dank den Mitarbeitern der Poliklinik für Kieferorthopädie der Heinrich-Heine-Universität. Herrn Dipl.-Phys. Ralf Hönscheid für seine wertvolle, unentbehrliche Hilfe bei allen technischen Fragen und Herrn Doktor Lars Fuck, Oberarzt der Poliklinik für Kieferorthopädie der Heinrich-Heine-Universität, der mir eine große Unterstützung bei allen Fragen der statistischen Auswertung war.

Nicht minder möchte ich mich bei Herrn Dr. Volker Kiel für seine Geduld und seine Unterstützung bedanken.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei den Menschen, die immer für mich da sind und mich in jeder Hinsicht mit ihrer Liebe, Geduld und Zuversicht unterstützen, meine Ungeduld und Launen stets ertragen mussten und mich immer wieder dazu motiviert haben, meine Doktorarbeit fertig zu stellen. Danke Mama, meinen Schwestern Hye-Yoen und Su-Yoen, meinem lieben Freund René und meinen lieben Freunden!

11 Curriculum Vitae

Persönliche Angaben

Name: Mee-Yoen Ro
 Geburtsdatum: 05. August 1977
 Geburtsort: Duisburg
 Familienstand: ledig
 Staatsangehörigkeit: deutsch

Schulbildung

1984 – 1988	Abtei-Grundschule, Duisburg
1988 – 1990	Jung-Pjoeng-Grundschule Seoul, Südkorea
1990 – 1998	Bischöfliches Abtei-Gymnasium, Duisburg Abitur

Hochschulausbildung

1998 - 2003	Studium der Zahnmedizin Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf Staatsexamen
2001	Zahnärztliches Physikum
2003	Approbation als Zahnärztin

Famulatur

03/01 – 04/01	Zahnarztpraxis in Ulsan, Südkorea
---------------	-----------------------------------

Tätigkeiten

01/04-01/05	Gemeinschaftspraxis in Essen
02/05-10/06	Zahnarztpraxis in Düsseldorf
seit 11/06	ADP Co. Ltd., Southampton, Hampshire England

Düsseldorf, den 23.11.2006

Mee-Yoen Ro

Zusammenfassung

Prüfung der Torque- und Dimensionsstabilität von Kunststoffbrackets

von Mee-Yoen Ro

Die vorliegende Arbeit ist eine In-vitro-Studie und befasst sich mit der Torque- und Dimensionsstabilität vier verschiedener Kunststoffbrackets mit unterschiedlichen Materialeigenschaften und Bracketkonfigurationen. Zur ersten Gruppe gehören die Image-Brackets von GAC, welche Kunststoff-Edgewise-Brackets mit Glasfaseranteilen darstellen. Bei der zweiten Gruppe handelt es sich um Oyster-Brackets von Gestenco Int., welche passiv selbstligierend sind und deren Hauptanteil aus Polycarbonat besteht. Des Weiteren wurden selbstligierende Opal-Brackets mit Glasfaseranteilen auf ihre Stabilität geprüft. Die letzte Gruppe waren die Spirit-Brackets von Ormco, deren Slots metallverstärkt waren. Als Referenzbrackets dienten die Stahlbrackets Discovery von Dentauro. Alle Brackets wurden auf eine Edelstahlwelle geklebt und hinsichtlich ihres Deformationsverhaltens getestet. Anschließend wurden die Brackets in 5000 Zyklen thermozykliert. Mit der Thermozyklierung wird eine künstliche Alterung der Brackets beabsichtigt, um zu testen, inwiefern sich eine Materialdegradation auf das Torqueverhalten auswirkt. Schließlich wurden die Brackets noch einmal unter denselben Bedingungen wie vor der Thermozyklierung geprüft. Die Ergebnisse dieser Arbeit haben bei den passiv selbstligierenden Opal-Bracket neben den metallverstärkten Spirit-Brackets die höchsten Drehmomente und Torquefestigkeit dargestellt. Die Image- und die Oyster-Brackets hingegen wiesen schlechtere Werte auf, so dass eine Benutzung derselben im klinischen Alltag fragwürdig ist. Der Vergleich zwischen den Werten jeweils einer Bracketgruppierung vor und nach Thermozyklierung (Wilcoxon-Test für verbundene Proben) zeigt keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$). Die Gegenüberstellung der Brackets, die jeweils paarweise erfolgte (Mann-Whitney-U-Test), zeigte hinsichtlich einiger Messgrößen signifikante Unterschiede. Zusammenfassend ist zu sagen, dass die Opal-Brackets die ersten Kunststoffbrackets sind, die eine annähernd so hohe Dimensionsstabilität aufweisen wie metallverstärkte Brackets. Dies liegt vor allem nicht nur an der hohen Belastbarkeit des fasergefüllten Werkstoffes, sondern insbesondere auch an der Konstruktion, die sich durch eine Querbelastbarkeit der Verschlusskappe auszeichnet.