

AUS DER POLIKLINIK FÜR KIEFERORTHOPÄDIE
DES ZENTRUMS FÜR ZAHN-, MUND- UND KIEFERHEILKUNDE
DER UNIVERSITÄTSKLINIKUMS HAMBURG EPPENDORF
DIREKTORIN: PROF. DR. B. KAHL-NIEKE

DIE ELASTISCHE UND PLASTISCHE VERFORMUNG VON
KUNSTSTOFFBRACKETS UNTER TORQUEBELASTUNG
EINE IN VITRO VERGLEICHSTUDIE

DISSERTATION
ZUR ERLANGUNG DES DOKTORGRADES DER ZAHNMEDIZIN
AN DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT DER
UNIVERSITÄT HAMBURG

VORGELEGT VON
MATTHIAS MÖLLER
AUS
ITZEHOE

HAMBURG
2008

Veröffentlicht mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 17.10.2008

Prüfungsausschuss, die Vorsitzende: Prof. Dr. Bärbel Kahl-Nieke
Prüfungsausschuss, 2. Gutachter: Prof. Dr. Ibrahim Nergiz
Prüfungsausschuss, 3. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. Hartwig Seedorf
Tag der mündlichen Prüfung: 17.11.2008

Meiner Ehefrau
und meinem Großvater

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG.....	1
2. LITERATURÜBERSICHT.....	3
2.1. Materialien.....	3
2.2. Verformung.....	4
2.3. Testverfahren.....	5
3. MATERIAL UND METHODE.....	7
3.1. Brackets.....	7
3.2. Design und Verarbeitung der Brackets.....	7
3.3. Bracketmaterialien.....	10
3.4. Testapparatur.....	11
3.5. Versuchsablauf.....	12
3.6. Auswertung der Daten.....	13
4. ERGEBNISSE.....	15
4.1. Spiel des Drahtes im Bracketslot.....	15
4.1.1. Gruppenübergreifend.....	17
4.1.2. Herstellerintern.....	17
4.2. Elastizität der Brackets.....	18
4.2.1. Gruppenübergreifend.....	19
4.2.2. Herstellerintern.....	20
4.3. Deflektion bei 15 Nmm Torque.....	21
4.4. Torquewerte bei bestimmter Deflektion.....	23
4.4.1. Bei 5° Deflektion.....	23
4.4.1.1. Gruppenübergreifend.....	23
4.4.1.2. Herstellerintern.....	25
4.4.2. Bei 10° Deflektion.....	26
4.4.2.1. Gruppenübergreifend.....	26
4.4.2.2. Herstellerintern.....	27

4.4.3. Bei 15° Deflektion.....	27
4.4.3.1. Gruppenübergreifend.....	27
4.4.3.2. Herstellerintern.....	28
4.4.4. Bei 17,5° Deflektion.....	29
4.4.4.1. Gruppenübergreifend.....	29
4.4.4.2. Herstellerintern.....	30
4.5. Plastische Verformung.....	30
5. DISKUSSION.....	32
5.1. Schlussfolgerungen.....	34
6. ZUSAMMENFASSUNG.....	35
7. LITERATURVERZEICHNIS.....	36
8. APPENDICES.....	42
8.1. Spiel des Drahtes im Bracketslot.....	42
8.1.1. Gruppenübergreifend.....	42
8.1.2. Herstellerintern.....	43
8.2. Elastizität der Brackets.....	47
8.2.1. Gruppenübergreifend.....	47
8.2.2. Herstellerintern.....	52
8.3. Deflektion bei 15 Nmm Torque.....	53
8.4. Torquewerte bei 5° Deflektion.....	58
8.4.1. Gruppenübergreifend.....	58
8.4.2. Herstellerintern.....	63
8.5. Torquewerte bei 10° Deflektion.....	66
8.5.1. Gruppenübergreifend.....	66
8.5.2. Herstellerintern.....	71
8.6. Torquewerte bei 15° Deflektion.....	74
8.6.1. Gruppenübergreifend.....	74
8.6.2. Herstellerintern.....	79

8.7. Torquewerte bei 17,5° Deflektion.....	82
8.7.1. Gruppenübergreifend.....	82
8.7.2. Herstellerintern.....	87
8.8. Plastische Verformung.....	89
8.9. Abbildungsverzeichnis.....	90
8.10. Tabellenverzeichnis.....	90
8.11. Grafikverzeichnis.....	92
9. DANKSAGUNG.....	95
10. LEBENSLAUF.....	96
11. EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG.....	97

1. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Das zunehmende Ästhetikbewusstsein kieferorthopädischer Patienten hat dazu geführt, dass zahnfarbene Brackets vor allem im Frontzahnbereich einen immer größeren Stellenwert einnehmen. Es stehen Kunststoff- und Keramikbrackets zur Verfügung, wobei Keramikbrackets aufgrund ihrer größeren Härte und Widerstandsfähigkeit gegenüber Verfärbungen häufiger verwendet werden. Bedingt durch ihre Sprödigkeit können Keramikbrackets jedoch bei der Anwendung von größeren Kräften wie bei der Torqueapplikation oder bei der Bracketentfernung brechen. Weitere in der Literatur diskutierte Nachteile der Keramikbrackets sind die starke Verbundfestigkeit zum Zahnschmelz mit der Gefahr von Schmelzausrissen beim Entfernen, die Gefahr von Abrasionen bei Kontakt zu Antagonisten und die höhere Friktion, wodurch dem Drahtbogen eine größere Reibung entgegengesetzt wird. Dies kann sich ungünstig auf den Behandlungsverlauf auswirken.

Kunststoffbrackets sind im Allgemeinen transparenter als Keramikbrackets, daher fallen sie zum Teil noch weniger auf, da sie sich der natürlichen Zahnfarbe ein wenig anpassen können. Allerdings kann es bedingt durch die verminderte Härte des Kunststoffes zu Abweichungen der einprogrammierten Torquewerte kommen. Ein weiterer Nachteil bei Kunststoffbrackets war früher die Neigung zur Verfärbung, insbesondere bei lang andauernden Behandlungen. Diese Problematik führte zu einer Weiterentwicklung der Kunststoffbrackets. Für die Herstellung von Kunststoffbrackets wird zurzeit eine Vielzahl von unterschiedlichen Materialien verwendet, wobei Zusätze von Keramikpartikeln und Glasfasern, die Anwendung von neuen Kunststoffen und der Einsatz von Metallslots die Verbesserung der mechanischen Eigenschaften der Kunststoffbrackets bewirken sollen. Die Anwendung dieser neuen Produkte setzt die genaue Kenntnis der Materialeigenschaften voraus. Untersuchungen hierüber liegen bis heute nur in sehr geringer Zahl vor [1, 4, 15, 21, 29, 30, 38]. Reine Polycarbonatbrackets wiesen in früheren Untersuchungen eine mangelhafte Torsionsbelastbarkeit und Bruchfestigkeit auf [1, 4, 21].

Ziel dieser Arbeit ist es, das Belastungs-Deflektionsverhalten von sieben Kunststoffbrackets unterschiedlichen Materials bei Torquebelastung zu untersuchen, um festzustellen, ob adäquate Kräfte für die entsprechende Bewegung der Zähne erreicht werden können. Ferner wird die Drehmomentbelastung ermittelt, die zu einer plastischen Verformung der Kunststoffbrackets führt. Insbesondere wird bei der vorliegenden Studie der Prozess der Kunststoffalterung in der Mundhöhle, welche die Torsionsbelastbarkeit der Brackets beeinflussen kann, durch adäquate Vorbehandlung der Brackets berücksichtigt.

Folgende Fragestellungen werden in dieser Arbeit bearbeitet:

1. Wie groß ist das Spiel des Drahtes im Bracketslot?
2. Wie groß ist die Elastizität der Bracketmaterialien?
3. Welches Drehmoment erreicht man bei Deflektionen von 5°, 10°, 15° und 17,5°?
4. Welche Deflektion ist für einen optimalen Torque eines mittleren oberen Inzisivus von 15 Nmm [4, 15, 21, 38] notwendig?
5. Ab welcher Drehmomentbelastung findet eine plastische Verformung der Kunststoffbrackets statt, und welchen Einfluss hat das Material des Brackets auf die maximale Torsionsbelastbarkeit?
6. Welchen Einfluss hat wiederholte Torsionsbelastung auf die Torquestabilität?

2. LITERATURÜBERSICHT

2.1. Materialien

Die ersten Brackets im heutigen Sinne wurden 1926 von *Edward H. Angle* in die Kieferorthopädie eingeführt. Er entwarf ein System, bei dem ein Vierkant-Außenbogen in einen horizontalen Bracket-Schlitz eingebracht wurde. Die Brackets waren auf Stahlbändern befestigt, die auf die Zähne zementiert wurden. Kunststoffbrackets aus Polycarbonat wurden als ästhetische Alternative zu den herkömmlichen Stahlbrackets ab Ende der 60er-Jahre eingesetzt. In klinischen Studien konnte *Newman* [49, 50] die ausreichende Haftung der Brackets am Zahn mittels der Adhäsivtechnik nachweisen. Kunststoffbrackets waren aber wenig formstabil, so dass Deformationen des Slots oder Frakturen der Bracketflügel bei Kaubelastung und Verwendung von Torquebögen auftraten. Durch die Einarbeitung von Stahlslots wurde die Belastbarkeit verbessert. Als Nachteil wurde die Verfärbung der Brackets angesehen [8, 16, 23, 27, 45, 55, 56, 57].

Kunststoffbrackets werden heute aus verschiedenen Polymeren hergestellt, aus Polyurethan und Polycarbonat, welche noch durch Keramik, Glasfasern oder einen Metallslot verstärkt bzw. modifiziert werden können.

Dobrin et al. [15] zeigten an zwei verschiedenen reinen Kunststoffbrackets, dass bei zunehmendem Torque eine starke Verformung der Brackets auftrat.

Feldner et al. [21] haben in einer Studie die Deformation von Polycarbonat-Brackets unter Torquebelastung untersucht. Sie testeten vier verschiedene Materialtypen, reines Polycarbonat und keramikverstärktes Polycarbonat jeweils mit und ohne Metallslot.

Dabei gaben sie als Deflektion für einen Torque von 17,5 Nmm folgende Werte an:

Polycarbonat	: >30°
Polycarbonat keramikverstärkt	: 24°
Polycarbonat mit Metallslot	: 15°
Polycarbonat keramikverstärkt mit Metallslot	: 17°

Alkire et al. [4] untersuchten fünf verschiedene Brackets und bestätigten die Untersuchungen von *Feldner et al.* [21], indem sie signifikant höhere Torque-werte bei Metallbrackets als bei Kunststoffbrackets feststellten.

Eine weitere Bestätigung dieser Ergebnisse fanden *Harzer et al.* [30]. Sie untersuchten ein Polycarbonatbracket ohne Metallslot und ein glasfaserverstärktes Polycarbonatbracket mit Metallslot gegenüber einem Metallbracket. Dabei zeigten die Kunststoffbrackets wiederum signifikant niedrigere Torque-werte als das Metallbracket, wobei die Werte des Kunststoffbrackets mit Metallslot zwischen denen des Kunststoffbrackets ohne Metallslot und denen des Metallbrackets lagen.

2.2. Verformung

Die elastische und plastische Verformung von Kunststoffbrackets kann durch ein Kraft-Weg-Diagramm veranschaulicht werden (Abbildung 1). Die Elastizität wird durch die Steigung der Kurve im linearen Abschnitt gekennzeichnet.

Je größer die Steigung, desto größer ist die Elastizität.

Die Elastizitätsgrenze ist der Punkt, an dem die Kurve von einer Regressionsgeraden durch den linearen Abschnitt abweicht. Hier beginnt die plastische Verformung.

Die Proportionalitätsgrenze ist der Punkt, an dem die bleibende Verformung 0,2% der Ausgangsgröße entspricht. Hier ist nach der Formulierung der vereinbarten Fließgrenze der sichere Übergang von elastischer zu plastischer Verformung.

In unserem Fall wird das Diagramm dahingehend modifiziert, dass für die Kraft das Drehmoment eingesetzt ist und für den Weg die Deflektion des Drahtes.

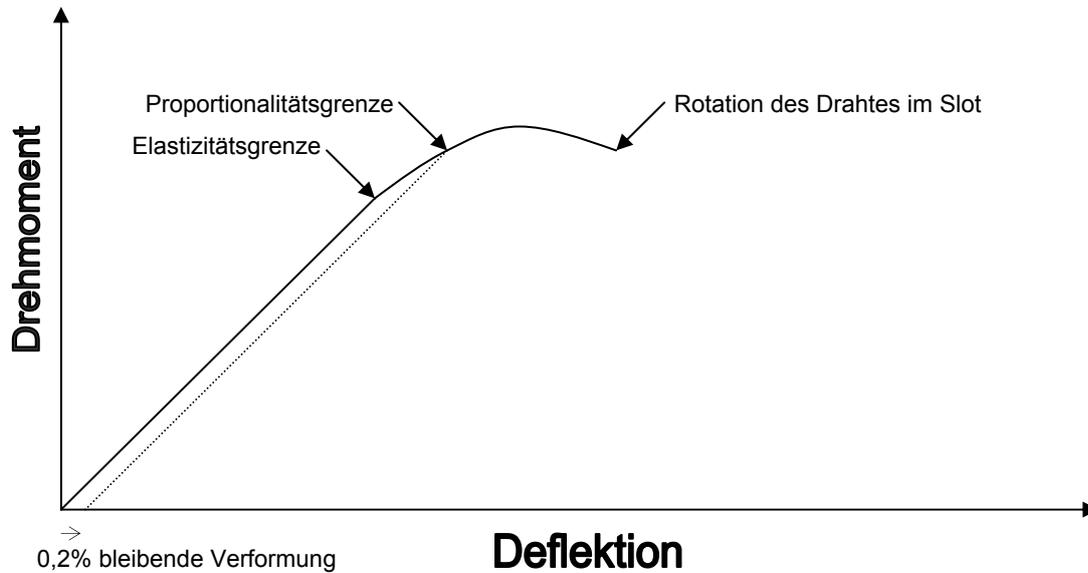


Abbildung 1: Kraft-Weg-Diagramm für ein elastisches Material.

2.3. Testverfahren

Eine speziell für die Belastung mit Torsionsmomenten entworfene Apparatur wurde von *Ødegaard et al.* [41] benutzt. Sie bestand aus drei in einer Achse angeordneten Brackets, in die ein kieferorthopädischer Draht einligiert wurde. Das mittlere Bracket ist fest an der Apparatur fixiert und die beiden äußeren Brackets sind um die Achse drehbar angeordnet. An diese Apparatur wurden definierte Gewichte gehängt und die entsprechenden Torquewerte mit einem Laser auf eine Skala projiziert. *Ødegaard et al.* [41] untersuchten mit dieser Apparatur kieferorthopädische Drähte.

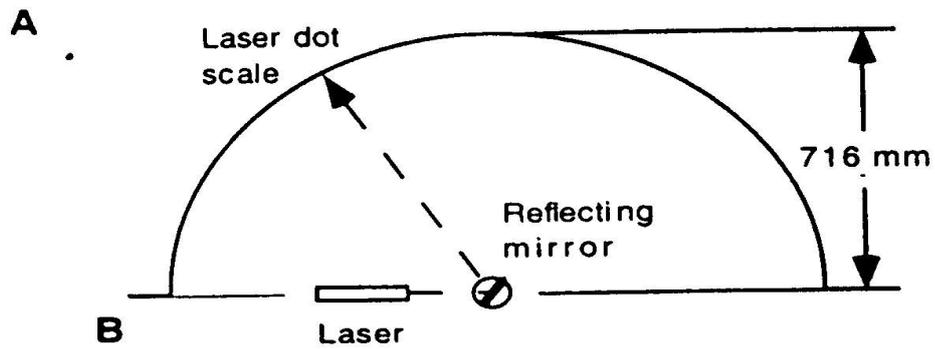
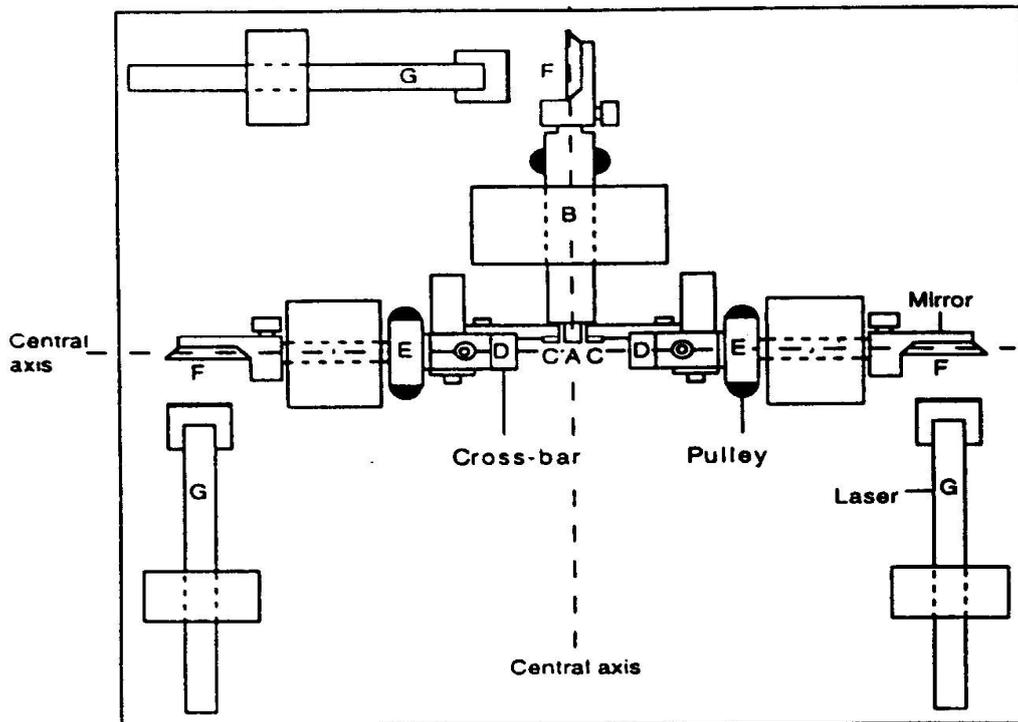


Abbildung 2: Torsionsapparatur von Ødegaard et al. [41]

3. MATERIAL UND METHODE

3.1. Brackets

Es wurden von vier Herstellern insgesamt sieben verschiedene Standard-Edgewise-Kunststoffbrackets (0° Torque, 0° Angulation, 0.018“-System) für den oberen mittleren Schneidezahn untersucht. Stahlbrackets (0.018“ X 0.025“ Slot, Ormesh, Art.-Nr. 340-0401, Ormco, Amersfoort, Niederlande) dienten als Kontrollgruppe. Die Stichprobe bestand aus jeweils 10 Brackets pro Gruppe, um einen genügend genauen Mittelwert bilden zu können, d. h. eine Gesamtzahl von 80 Brackets wurde untersucht.

3.2. Design und Verarbeitung der Brackets

Die Abbildungen unten zeigen die Brackets der sieben Gruppen von frontal, kranial und distal.



Abbildung 3: Miura von RMO

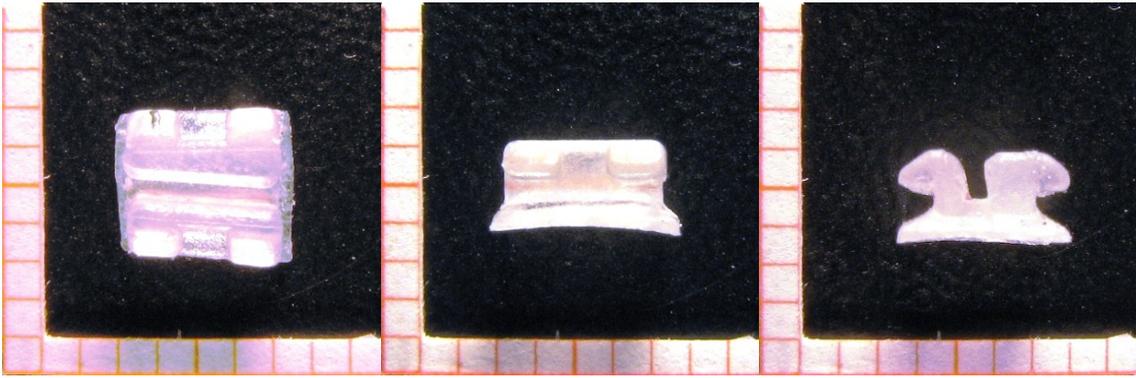


Abbildung 4: Silikon von American Orthodontics

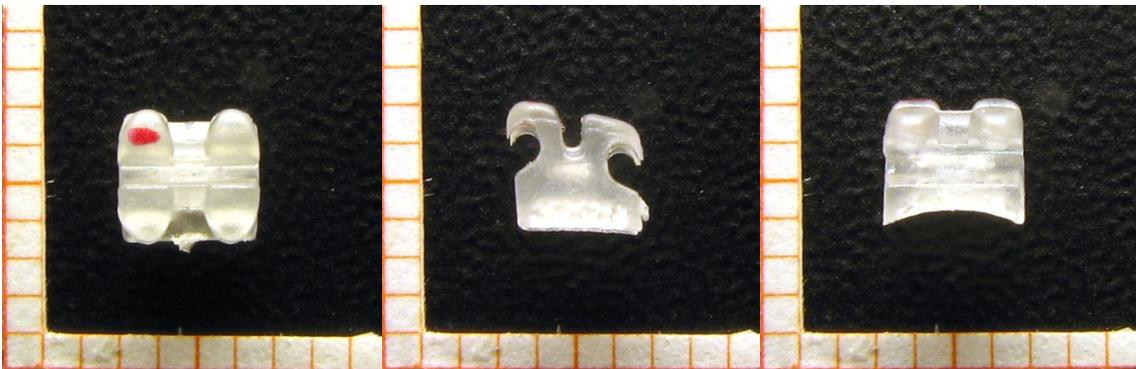


Abbildung 5: Image von GAC

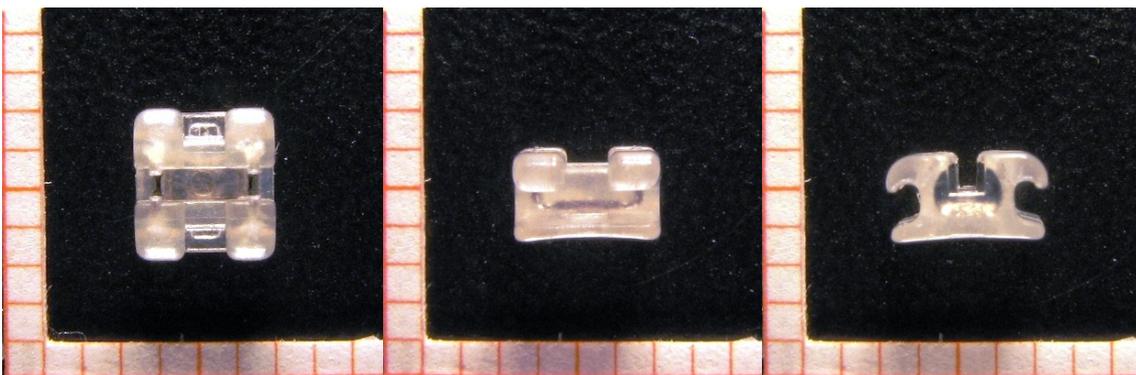


Abbildung 6: Elan von GAC



Abbildung 7: Elegance von Dentaurum



Abbildung 8: Esthetys Classic von RMO

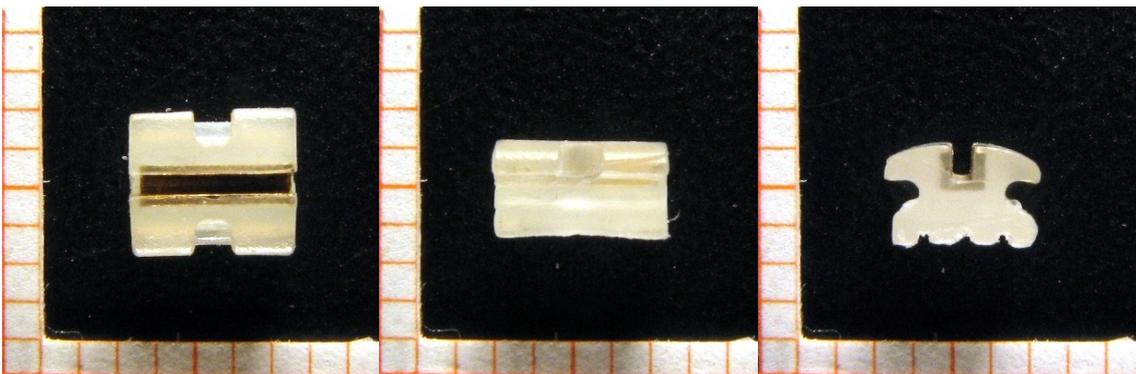


Abbildung 9: Esthetys Gold von RMO



Abbildung 10: Ormesh von Ormco

3.3. Bracketmaterialien

Die getesteten Brackets bestehen grundsätzlich aus zwei verschiedenen Kunststoffen, nämlich Polycarbonat und Polyurethan. Die Basiskunststoffe können mit Keramik oder Glasfaser verstärkt bzw. mit einem Metallslot versehen werden (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Untersuchte Brackets

Gruppe	Hersteller	Produkt	Material	Material-kürzel	Artikel-nummer
1	RMO	Miura	Polycarbonat	PC	A3078
2	American Orthodontics	Silkon	keramikverstärktes Polycarbonat	KPC	002-922-MR
3	GAC	Image	glasfaserverstärktes Polycarbonat	GPC	35-511-82
4	GAC	Elan	keramikverstärktes Polycarbonat mit Metallslot	KPCM	33-511-04
5	Dentaurum	Elegance	glasfaserverstärktes Polycarbonat mit Metallslot	GPCM	791-055-00
6	RMO	Esthetys Classic	Polyurethan	PU	ECQ1900
7	RMO	Esthetys Gold	Polyurethan mit Metallslot	PUM	ECQ2900
8	Ormco	Ormesh	Edelstahl	ES	340-0401

3.4. Testapparatur

Für die Versuchsreihe wurde eine Testapparatur nach *Ødegaard et al.* [41] mit folgenden Modifikationen benutzt (Abbildung 11). Anstatt die Rotation mit an die Apparatur angehängten Gewichten zu erzeugen, wurde sie direkt mit einer an die Apparatur angeschlossenen Zugmaschine hervorgerufen. Außerdem erfolgte die graduelle Erfassung der Rotation des Drahtes nicht analog über einen auf eine Skala gespiegelten Laser, sondern mit Hilfe eines an die Apparatur angeschlossenen digitalen Winkelmessers. Diese Testapparatur erlaubt es, definierte Torsionsmomente über einen Kantbogen zu übertragen und die graduelle Abweichung des Drahtes zu registrieren oder umgekehrt, wie in diesem Fall, mit Hilfe einer Prüfmaschine (Zwicki Z2,5, Zwick, Ulm) definierte graduelle Abweichungen des Drahtes zu erzeugen und die entstehenden Torsionsmomente zu registrieren (Abbildungen 11 und 12).

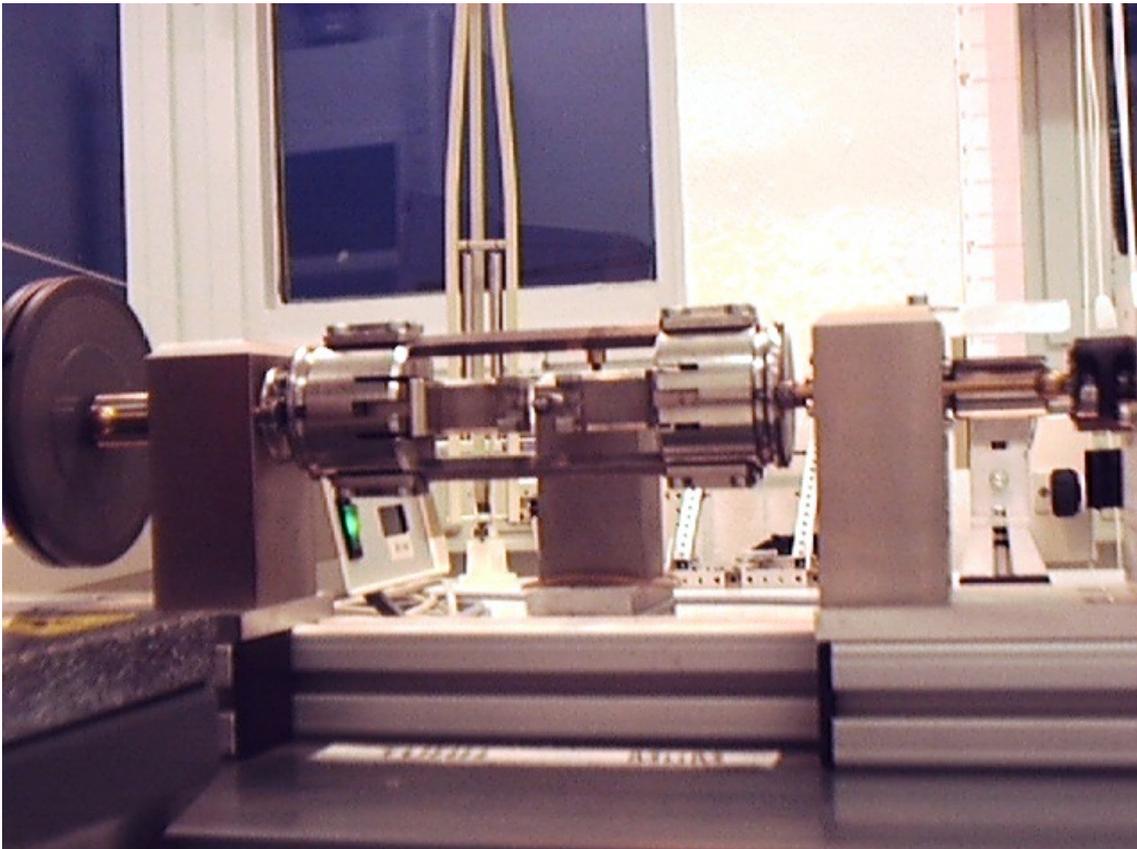


Abbildung 11: Testapparatur zur Messung des Belastungs-Deflektionsverhaltens von Brackets (nach *Ødegaard et al.*, 1998)

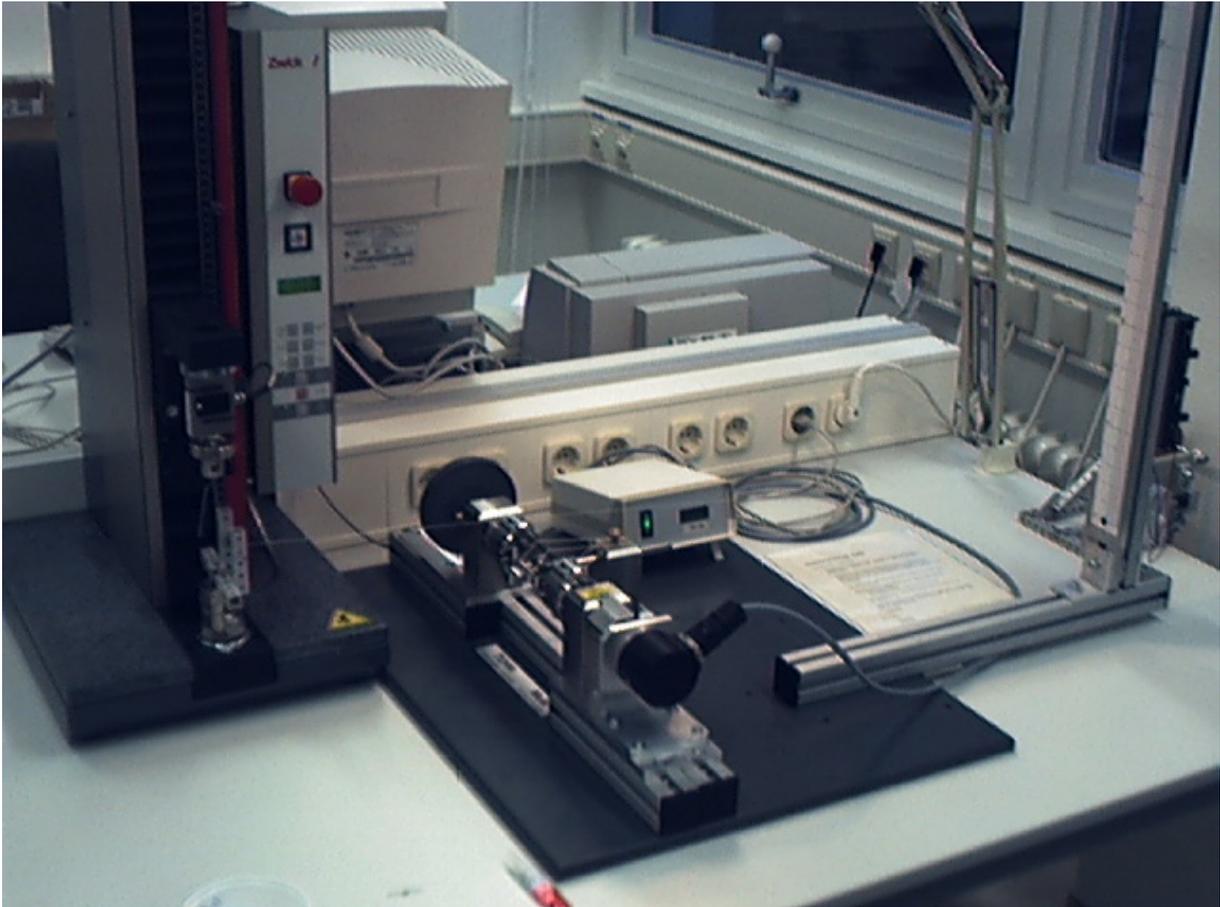


Abbildung 12: Aufbau der gesamten Versuchseinrichtung mit der Torqueapparatur und den Verbindungen zu der Zwick-Prüfmaschine, dem Winkelmesser und dem PC

3.5. Versuchsablauf

Zunächst wurden die Brackets gemäß ISO 10477 einem Thermocycling bei 5°/55° (1 min dwell-time) mit 5000 Zyklen unterworfen und danach eine Woche in Wasser bei 37°C gelagert, um eine Alterung des Kunststoffes zu simulieren. Anschließend wurden die Brackets mit Hilfe eines Positionierungsschlüssels auf einen stählernen, an der Oberfläche silanisierten Haltebolzen mit autopolymerisierendem Bracketadhäsivkunststoff (No-Mix Orthodontic Bonding System, Art.-Nr. 163-406-00, Dentauro, Ispringen) geklebt. Der Positionierungsschlüssel besitzt einen 0.018" starken Steg, auf dem in der Mitte das Testbracket und an der Seite der Führungsstege die Haltebrackets fixiert werden können. Als Haltebrackets wurden Standard-Edgewise-Stahlbrackets (0.018" X 0.025" Slot, Optimesh, Art.-Nr. 350-0104, Ormco) benutzt.

Der Positionierungsschlüssel erlaubt es, die Testbrackets und auch die Haltebrackets immer in derselben Position zu befestigen, so dass der einligierte Draht der Rotationsachse entspricht. Für die Untersuchung wurde Vierkantdraht aus rostfreiem Stahl verwendet (Nubryte, federhart, 0.018" X 0.025", Art.-Nr. 400-825, GAC International Inc., Bohemia, USA). Für jeden Versuch wurde ein 4 cm langes Stück von der Stange abgeschnitten. Bei allen Versuchen wurde der Draht mit Alastik-Modulen (Molded „O“s Power size 0.120, Art.-Nr. 640-0121, Ormco) am jeweiligen Testbracket und an den Haltebrackets befestigt. Die Haltebrackets hatten bei jedem Versuch einen Abstand von 5 mm vom Testbracket, und es wurden bei jeder Gruppe neue Haltebrackets verwendet.

An der Testapparatur wurde mit Hilfe der Prüfmaschine mit einer Geschwindigkeit von 10 mm/min fünf mal um 9 mm und einmal um 25 mm gezogen und die auftretenden Torsionsmomente mit der Prüfmaschine mit einer Genauigkeit von 1/1000 mN gemessen. Die Deflektion des Drahtes wurde über den digitalen Winkelmesser mit einer Auflösung von 1/100 Grad registriert. Um einen unbelasteten Rücklauf der Maschine zwischen den Zügen zu gewährleisten, wurde ein Rückholgewicht über eine Umlenkrolle an der Testapparatur befestigt, welches die Reibung der Apparatur überwindet. Vor jeder Messung wurde der Kraftaufnehmer der Prüfmaschine neu geeicht.

Zur Bestimmung der Reibung der Testapparatur wurde eine Versuchsreihe ohne Testbracket durchgeführt. Die Messergebnisse für die getesteten Brackets wurden mit dem Reibungswert der Testapparatur korrigiert.

3.6. Auswertung der Daten

Für alle Brackets wurde der gemeinsame annähernd lineare Bereich der Belastungs-Deflektionskurve graphisch ermittelt und die Regressionsgerade durch die entsprechenden Datenpunkte gelegt. Der Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der Abszisse, korrigiert mit dem Spiel der Haltebrackets, ergab dabei das Spiel des Drahtes im Bracketslot, d.h. um wie

viel Grad der Draht im Bracketslot rotiert wurde, bevor er sich im Slot verkantete und ein Drehmoment auf das Bracket ausüben konnte.

Die erhobenen Werte wurden sowohl gruppenübergreifend als auch herstellerintern gegeneinander ausgewertet. Durch die gruppenübergreifende Auswertung ließ sich zeigen, ob das Spiel bei den verschiedenen Brackettypen unterschiedlich ist.

Durch die herstellerinterne Auswertung wurde überprüft, ob und gegebenenfalls wann und in welcher Qualität sich das Spiel einer Bracketgruppe nach mehreren Torsionsbelastungen verändert hat.

Die Abweichung der Deflektionskurve von der Regressionsgeraden wurde berechnet. Anhand der ermittelten Werte wurde die Grenze der plastischen Verformung der Brackets, bei einer Abweichung der Regressionsgeraden von der Deflektionskurve gemäß der Formulierung der vereinbarten Fließgrenze, festgestellt.

Dann wurde anhand der Steigung der Regressionsgeraden die Elastizität der Kunststoffbrackets bestimmt.

Weiterhin wurde die Deflektion des Drahtes bei dem optimalen Drehmoment für einen Torque des mittleren oberen Inzisivus von 15 Nmm für jede Gruppe ermittelt sowie umgekehrt der erreichte Torque bei bestimmten Deflektionen untersucht.

Um die statistischen Unterschiede zwischen den getesteten Brackets festzustellen, wurden die Messwerte einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA, $p < 0,05$) unterzogen.

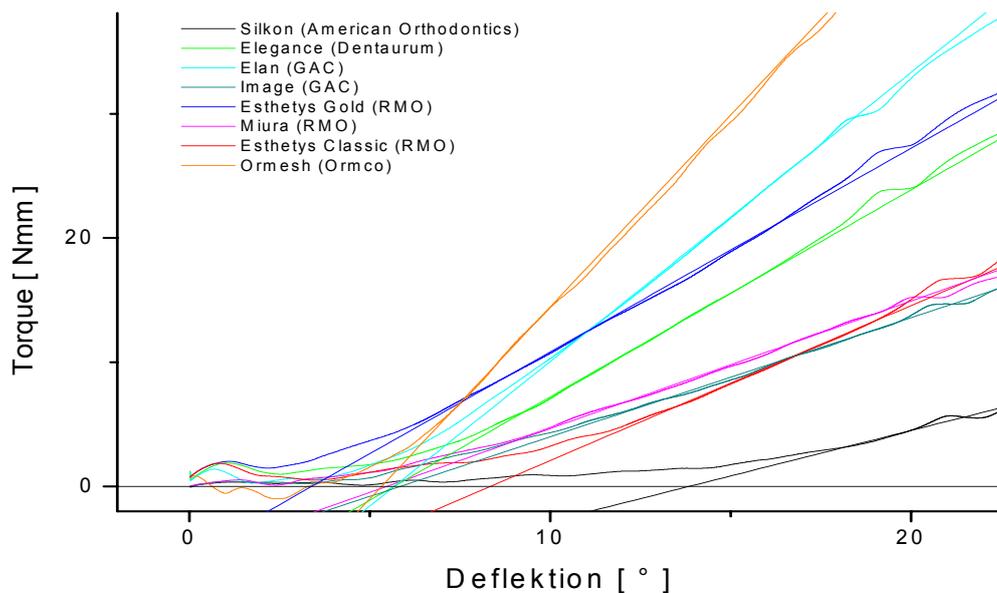
4. ERGEBNISSE

Die aus den Versuchen gewonnenen Daten sind hinsichtlich folgender Themenbereiche ausgewertet worden:

- Größe des Spiels des Drahtes im Bracketslot
- Elastizität der Brackets
- notwendige Deflektion für einen optimalen Torque eines mittleren oberen Inzisivus von 15 Nmm
- Torquegrößen bei einer Deflektion von 5°, 10°, 15° und 17,5°
- Übergang des Bracketkunststoffes von der elastischen in die plastische Verformung

4.1. Spiel des Drahtes im Bracketslot

Es wurde zum einen das Spiel der verschiedenen Brackettypen miteinander verglichen und zum anderen untersucht, ob ein Unterschied im Spiel des Drahtes innerhalb eines Brackettyps nach den verschiedenen Zügen der Zugmaschine auftrat.



Grafik 1: Kraft-Weg-Diagramm des 60°-Zuges

Das Spiel des Drahtes im Bracketslot ergibt sich aus dem Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der Abszisse, wie beispielhaft in Grafik 1 mit einem Ausschnitt des Zuges bis 60° dargestellt.

Die Tabelle 2 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen des Spiels des Drahtes im Bracketslot.

Tabelle 2: Spiel des Drahtes im Bracketslot

Testbracket	Spiel des Drahtes [°]				
	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4	Zug 5
ES Ormesh (Ormco)	3,364 (± 1,73)	3,364 (± 1,73)	3,364 (± 1,73)	3,364 (± 1,73)	3,364 (± 1,73)
KPCM Elan (GAC)	3,91 (± 5,22)	4,12 (± 0,48)	4,27 (± 0,40)	4,36 (± 0,40)	4,38 (± 0,47)
PUM Esthetys Gold (RMO)	2,04 (± 1,58)	2,89 (±1,71)	2,95 (±1,61)	3,18 (±1,60)	3,00 (±1,53)
GPCM Elegance (Dentaurum)	3,61 (± 1,74)	4,87 (± 1,95)	5,14 (± 1,46)	5,46 (± 1,64)	5,44 (± 1,65)
GPC Image (GAC)	1,36 (± 1,46)	3,24 (± 1,36)	4,01 (± 1,33)	4,35 (± 1,29)	4,96 (± 1,61)
PU Esthetys classic (RMO)	6,52 (± 2,69)	7,53 (± 2,17)	7,90 (± 2,44)	8,14 (± 2,40)	6,90 (± 2,22)
PC Miura (RMO)	2,29 (± 1,06)	4,15 (± 1,14)	4,75 (± 1,36)	5,17 (± 1,36)	5,54 (± 1,31)
KPC Silkon (American Orth.)	12,09 (±1,04)	13,23 (± 1,15)	12,95 (± 0,92)	13,52 (± 0,65)	13,32 (± 1,07)

4.1.1. Spiel des Drahtes im Bracketslot gruppenübergreifend

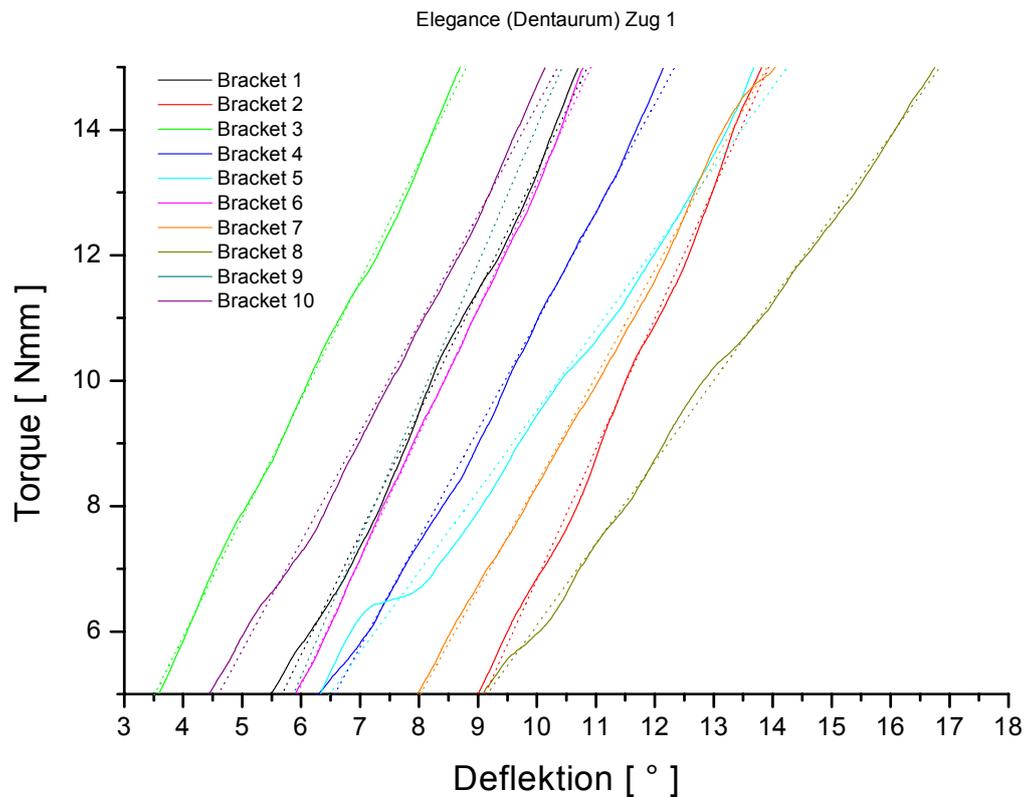
Im Mittel liegt das Spiel der Bracketslots bei $4,55^\circ$. Das geringste Spiel mit $1,36^\circ$ hat das glasfaserverstärkte Polycarbonatbracket im Vergleich zum größten Spiel von $12,09^\circ$ beim keramikverstärkten Polycarbonatbracket, welches somit signifikante Unterschiede zu allen anderen Brackettypen aufweist. Das zweitgrößte Spiel hat das Polyurethanbracket mit $6,52^\circ$ Grad. Dieses Bracket weist ebenfalls einen signifikanten Unterschied zu allen anderen Brackettypen auf mit Ausnahme des keramikverstärkten Polycarbonatbrackets mit Metallslot.

4.1.2. Spiel des Drahtes im Bracketslot herstellerintern

Es fällt deutlich auf, dass ein Aufbiegen des Bracketslots nach einmaliger Torquebelastung bei Brackets aus Polycarbonat regelhaft auftritt, ob mit oder ohne Glasfaser- bzw. Keramikverstärkung. Die Brackets aus Polyurethan und die mit Metallslot dagegen halten einer mehrmaligen Belastung stand.

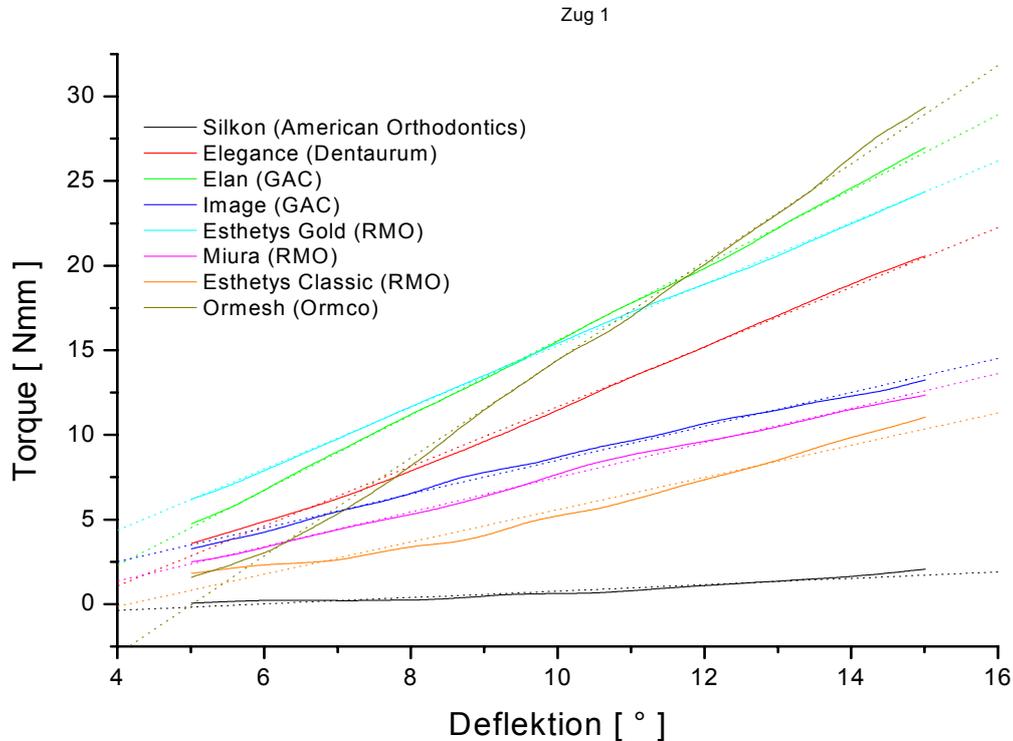
4.2. Elastizität der Brackets

Die Elastizität der Brackets ergibt sich aus der Steigung der Regressionsgeraden. Exemplarisch wurden in Grafik 2 die zehn Brackets vom glasfaserverstärkten Polycarbonatbracket mit Metallslot Elegance (Dentaurum) Zug 1 dargestellt, deren Mittelwert in die Statistikanalyse einging.



Grafik 2: Ausschnitt aus den Steigungen der Regressionsgeraden von Elegance (Dentaurum) Zug 1

Alle Mittelwert-Regressionsgeraden der acht Brackettypen für den Zug 1 sind in der folgenden Grafik dargestellt:



Grafik 3: Regressionsgeraden aller acht Brackettypen für Zug 1

4.2.1. Elastizität der Brackets gruppenübergreifend

Die Werte der Elastizität unter den verschiedenen Brackettypen schwanken erheblich und sind bis auf das reine Polycarbonatbracket Miura (RMO) gegen das glasfaserverstärkte Polycarbonatbracket Image (GAC) und das Polyurethanbracket mit Metallslot Esthetys Gold (RMO) gegen das glasfaserverstärkte Polycarbonatbracket mit Metallslot Elegance (Dentaurum) während aller Züge signifikant unterschiedlich. Die geringste Elastizität hat das keramikverstärkte Polycarbonatbracket Silkon (American Orthodontics) mit $0,63 \text{ Nmm/}^\circ$ während des ersten Zuges. Die größte Elastizität weist das keramikverstärkte Polycarbonatbracket mit Metallslot Elan (GAC) mit $2,28 \text{ Nmm/}^\circ$ während des vierten Zuges auf.

Jedoch bleibt die Elastizität des Stahlbrackets mit 2,62 Nmm/° von allen Kunststoffbrackets unerreicht.

Tabelle 3 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen der Elastizität der Brackets.

Tabelle 3: Elastizität der Brackets

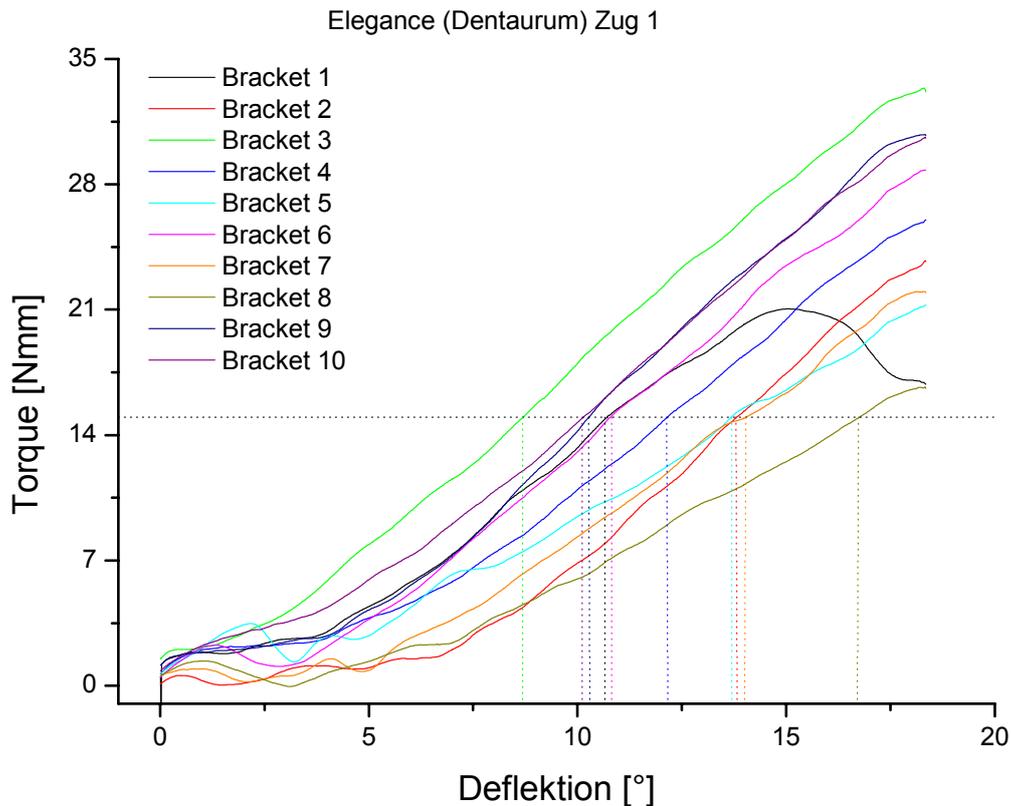
Testbracket	Elastizität [Nmm / °]				
	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4	Zug 5
ES Ormesh (Ormco)	2,62 (± 0,63)	2,62 (± 0,63)	2,62 (± 0,63)	2,62 (± 0,63)	2,62 (± 0,63)
KPCM Elan (GAC)	2,19 (± 0,17)	2,27 (± 0,09)	2,26 (± 0,10)	2,28 (± 0,06)	2,27 (± 0,05)
PUM Esthetys Gold (RMO)	1,96 (± 0,31)	1,92 (±0,19)	1,93 (±0,24)	1,90 (±0,20)	1,91 (±0,23)
GPCM Elegance (Dentaurum)	1,79 (± 0,30)	1,80 (±0,45)	1,91 (±0,29)	1,91 (±0,25)	1,84 (±0,32)
GPC Image (GAC)	0,98 (± 0,21)	0,96 (±0,11)	1,00 (±0,10)	1,01 (±0,12)	1,04 (±0,10)
PU Esthetys classic (RMO)	1,35 (±0,22)	1,39 (±0,12)	1,45 (±0,17)	1,48 (±0,23)	1,45 (±0,19)
PC Miura (RMO)	0,99 (±0,09)	1,03 (±0,08)	1,06 (±0,08)	1,08 (±0,08)	1,06 (±0,08)
KPC Silkon (American Orth.)	0,63 (±0,16)	0,67 (±0,20)	0,70 (±0,21)	0,72 (±0,23)	0,75 (±0,26)

4.2.2. Elastizität der Brackets herstellerintern

Bei allen Brackettypen nahm die Elastizität im Laufe der Belastungen zu, wenn auch in nicht-signifikantem Rahmen. Nur beim reinen Polycarbonatbracket Miura (RMO) kann eine signifikante Erhöhung der Elastizität ab dem vierten Zug im Vergleich zum ersten Zug festgestellt werden.

4.3. Deflektion bei 15 Nmm Torque

Grafik 4 zeigt exemplarisch die Deflektionswerte bei 15 Nmm von GPCM Elegance (Dentaurum) Zug 1 aller zehn Testbrackets. Es wurde der Mittelwert gebildet und gruppenübergreifend die verschiedenen Brackettypen miteinander verglichen.



Grafik 4: Deflektion bei 15 Nmm Torque von Elegance (Dentaurum) Zug 1

Die benötigte Deflektion für einen Torque von 15 Nmm beträgt bei dem Kontrollbracket aus Stahl 10,64°. Außer den Brackettypen mit Metallslot, welche zum Teil sogar geringere Deflektionswerte als das Kontrollbracket aufweisen, sind alle anderen signifikant unterschiedlich zum Kontrollbracket bei allen fünf Zügen. Die Werte reichen bei der Gruppe ohne Metallslot von 17,47° bei PU Esthetys Classic (RMO) bis hin zu 37,38° bei KPC Silkon (American

Orthodontics) und sind bei allen fünf Zügen so breit gefächert, dass sie bei jedem Zug voneinander signifikant unterschiedlich sind. Somit ist es nicht möglich, für Kunststoffbrackets ohne Metallslot einen eng begrenzten Wertebereich für die Durchführung eines Torques von 15 Nmm anzugeben.

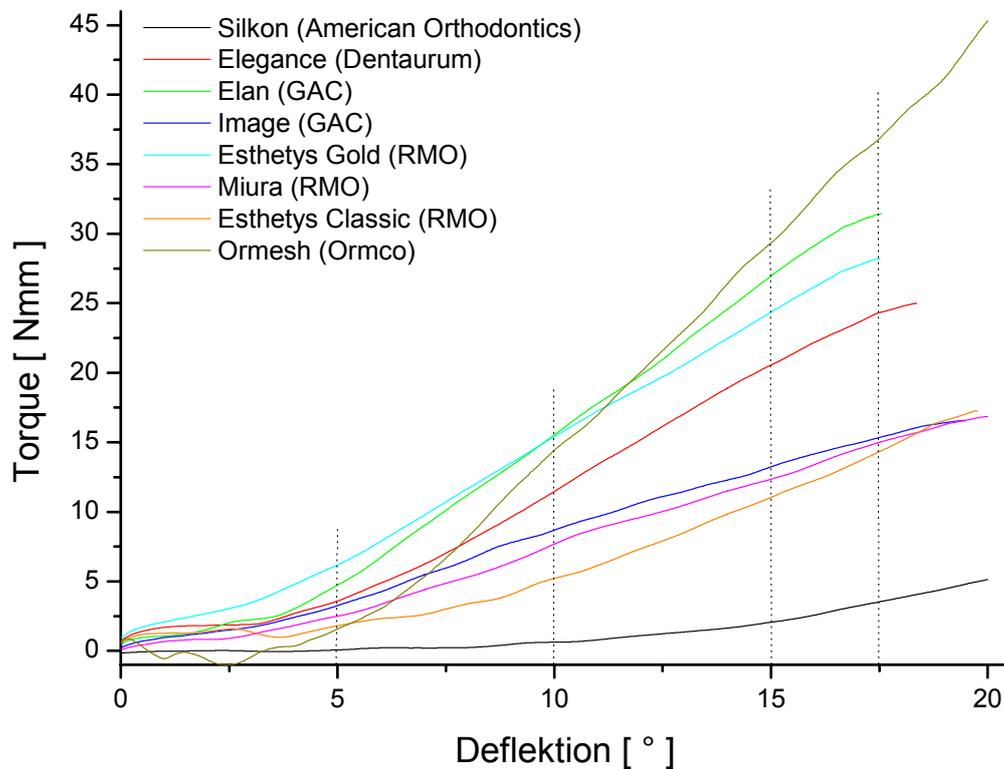
Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Deflektion für einen Torque von 15 Nmm (Wert eines mittleren oberen Inzisivus) sind der Tabelle 4 zu entnehmen.

Tabelle 4: Torque von 15 Nmm

Testbracket	Deflektion für 15 Nmm Torque [°]				
	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4	Zug 5
ES Ormesh (Ormco)	10,64 (± 0,72)	10,64 (± 0,72)	10,64 (± 0,72)	10,64 (± 0,72)	10,64 (± 0,72)
KPCM Elan (GAC)	9,76 (± 0,62)	10,69 (± 0,54)	10,88 (± 0,43)	10,88 (± 0,45)	10,96 (± 0,48)
PUM Esthetys Gold (RMO)	9,78 (± 1,88)	10,76 (±1,59)	10,80 (±1,56)	11,18 (±1,62)	10,93 (±1,86)
GPCM Elegance (Dentaurum)	12,11 (± 2,43)	13,37 (±2,31)	13,03 (±2,07)	13,34 (±2,15)	13,77 (±2,39)
GPC Image (GAC)	18,76 (± 6,26)	20,86 (±5,31)	20,81 (±5,36)	20,45 (±5,31)	20,56 (±5,27)
PU Esthetys classic (RMO)	18,01 (±2,33)	18,68 (±2,39)	18,36 (±2,03)	18,70 (±2,11)	17,47 (±2,29)
PC Miura (RMO)	17,80 (±1,17)	20,09 (±3,71)	20,10 (±3,71)	20,24 (±3,72)	19,28 (±1,38)
KPC Silkon (American Orth.)	37,38 (±6,04)	37,38 (±6,04)	37,38 (±6,04)	37,38 (±6,04)	37,38 (±6,04)

4.4. Torquewerte bei bestimmter Deflektion

Grafik 5 zeigt exemplarisch die Mittelwertkurven aller Brackettypen bei Zug 1. Die Torquewerte bei 5°, 10°, 15° und 17,5° Deflektion wurden mit der ANOVA zum einen gruppenübergreifend zwischen den unterschiedlichen Brackettypen und zum anderen herstellerintern zwischen den verschiedenen Zügen innerhalb eines Brackettyps ausgewertet.



Grafik 5: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 1

4.4.1. Torquewerte bei 5° Deflektion

4.4.1.1. Torquewerte bei 5° Deflektion gruppenübergreifend

Bei 5° Deflektion erzeugt das Referenzbracket ES ein Drehmoment von 1,57 Nmm. Beim ersten Zug erreichen alle Testbrackets mit Ausnahme von KPC mit

0,06 Nmm und PU mit 1,91 Nmm signifikant höhere Werte bis zu 6,19 Nmm (PUM). Diese signifikant höheren Werte der Brackets bleiben bis zum dritten Zug erhalten, ab hier sinken die Werte von reinem und glasfaserverstärktem Polycarbonat mit und ohne Metallslot auf ein nicht mehr signifikant unterschiedliches Niveau. Dabei bleibt GPCM knapp über den Werten vom Referenzbracket, PC sowie GPC bleiben knapp darunter.

Es fällt auf, dass nur die mit Metallslot ausgestatteten Brackets bis zum letzten Zug ein Drehmoment von >2 Nmm aufrechterhalten können.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Torquewerte bei 5° Deflektion sind Tabelle 5 zu entnehmen.

Tabelle 5: Torquewerte bei 5° Deflektion

Testbracket	Torquewerte bei 5° Deflektion [Nmm]				
	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4	Zug 5
ES Ormesh (Ormco)	1,57 ($\pm 0,27$)	1,57 ($\pm 0,27$)	1,57 ($\pm 0,27$)	1,57 ($\pm 0,27$)	1,57 ($\pm 0,27$)
KPCM Elan (GAC)	4,75 ($\pm 0,98$)	3,00 ($\pm 0,73$)	2,72 ($\pm 0,59$)	2,78 ($\pm 0,64$)	2,62 ($\pm 0,58$)
PUM Esthetys Gold (RMO)	6,19 ($\pm 2,43$)	4,84 ($\pm 1,91$)	4,77 ($\pm 1,62$)	4,37 ($\pm 1,62$)	4,78 ($\pm 1,95$)
GPCM Elegance (Dentaurum)	3,59 ($\pm 2,23$)	2,33 ($\pm 1,39$)	2,11 ($\pm 1,29$)	2,23 ($\pm 1,29$)	2,25 ($\pm 1,24$)
GPC Image (GAC)	3,27 ($\pm 1,46$)	1,77 ($\pm 0,83$)	1,53 ($\pm 0,72$)	1,41 ($\pm 0,87$)	1,29 ($\pm 0,93$)
PU Esthetys classic (RMO)	1,81 ($\pm 1,06$)	1,64 ($\pm 1,05$)	1,49 ($\pm 0,81$)	1,35 ($\pm 0,81$)	1,84 ($\pm 1,29$)
PC Miura (RMO)	2,50 ($\pm 0,77$)	1,65 ($\pm 0,87$)	1,36 ($\pm 1,05$)	1,10 ($\pm 1,16$)	1,03 ($\pm 0,92$)
KPC Silkon (American Orth.)	0,06 ($\pm 0,30$)	0,10 ($\pm 0,75$)	0,47 ($\pm 0,80$)	0,21 ($\pm 0,38$)	0,19 ($\pm 0,58$)

4.4.1.2. Torquewerte bei 5° Deflektion herstellerintern

Nur die Brackets KPCM, GPC und PC haben nach dem ersten Zug signifikant niedrigere Torquewerte als beim ersten Zug. Bei allen weiteren Zügen sind diese niedrigeren Werte aber insoweit stabil, als dass sie nicht mehr signifikant unterschiedlich sind.

4.4.2. Torquewerte bei 10° Deflektion

4.4.2.1. Torquewerte bei 10° Deflektion gruppenübergreifend

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Torquewerte bei 10° Deflektion sind der Tabelle 6 zu entnehmen.

Tabelle 6: Torquewerte bei 10° Deflektion

Testbracket	Torquewerte bei 10° Deflektion [Nmm]				
	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4	Zug 5
ES Ormesh (Ormco)	14,43 (± 0,27)	14,43 (± 0,27)	14,43 (± 0,27)	14,43 (± 0,27)	14,43 (± 0,27)
KPCM Elan (GAC)	15,56 (± 1,40)	13,42 (± 1,22)	12,92 (± 0,99)	12,86 (± 1,00)	12,74 (± 1,11)
PUM Esthetys Gold (RMO)	15,43 (± 3,60)	13,54 (± 3,18)	13,42 (± 3,01)	12,82 (± 3,05)	13,31 (± 3,39)
GPCM Elegance (Dentaurum)	11,48 (± 3,84)	8,96 (± 3,43)	9,45 (± 3,22)	8,81 (± 3,56)	8,52 (± 3,43)
GPC Image (GAC)	8,69 (± 1,82)	6,46 (± 1,08)	6,08 (± 1,16)	5,78 (± 1,07)	5,48 (± 1,23)
PU Esthetys classic (RMO)	5,22 (± 2,07)	4,37 (± 1,83)	4,21 (± 1,87)	3,91 (± 1,80)	4,56 (± 2,38)
PC Miura (RMO)	7,69 (± 0,92)	6,05 (± 1,05)	5,73 (± 1,20)	5,41 (± 1,21)	4,93 (± 0,92)
KPC Silkon (American Orth.)	0,63 (± 0,55)	0,67 (± 0,93)	0,99 (± 0,79)	0,73 (± 0,59)	0,86 (± 0,85)

Bei 10° Deflektion erreicht das Referenzbracket ES einen Wert von 14,43 Nmm. Somit hat das Referenzbracket mit Ausnahme zu PUM zu allen anderen Brackettypen signifikant höhere Torquewerte erreicht. Neben PUM erreicht lediglich noch KPCM hinreichende Werte, wobei zwischen PUM und KPCM kein signifikanter Unterschied festzustellen ist, jedoch aber zwischen KPCM und dem Referenzbracket ES. Bei allen anderen Brackettypen sind während

aller fünf Züge signifikant unterschiedliche Torquewerte mit einer breit gefächerten Spannbreite von 11,48 Nmm bis 3,91 Nmm festzustellen. Nur zwischen GPC und PC bleibt ein konstant nicht signifikanter Unterschied während aller fünf Züge erhalten.

4.4.2.2. Torquewerte bei 10° Deflektion herstellerintern

Bei 10° Deflektion traten nur bei KPCM, GPC und PC signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Zügen auf. Die Charakteristik ist bei allen drei Brackettypen gleich, es tritt nämlich ein signifikanter Unterschied zwischen dem ersten Zug und allen restlichen Zügen auf, welches einen Torqueverlust nach dem ersten Zug anzeigt.

4.4.3. Torquewerte bei 15° Deflektion

4.4.3.1. Torquewerte bei 15° Deflektion gruppenübergreifend

Bei 15° Deflektion erreicht das Referenzbracket ES einen Torquewert von 29,35 Nmm, welcher von keinem anderen Brackettyp erreicht wird. Alle Brackettypen sind über alle fünf Züge signifikant unterschiedlich sowohl zum Referenzbracket ES als auch untereinander. Die Spannbreite der Torquewerte reicht von 26,97 bis 1,56 Nmm. Lediglich GPC, PC und PU bilden eine stabile Gruppe, welche über alle fünf Züge zwar nur ca. ein Drittel des Torquewertes von ES erreichen, aber zueinander während aller fünf Züge konstant nicht signifikant unterschiedlich sind.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Torquewerte bei 15° Deflektion sind der Tabelle 7 zu entnehmen.

Tabelle 7: Torquewerte bei 15° Deflektion

Testbracket	Torquewerte bei 15° Deflektion [Nmm]				
	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4	Zug 5
ES Ormesh (Ormco)	29,35 (± 0,27)	29,35 (± 0,27)	29,35 (± 0,27)	29,35 (± 0,27)	29,35 (± 0,27)
KPCM Elan (GAC)	26,97 (± 1,66)	25,94 (± 1,63)	25,46 (± 1,26)	25,51 (± 1,26)	25,27 (± 1,33)
PUM Esthetys Gold (RMO)	24,37 (± 3,44)	23,15 (± 3,26)	23,05 (± 3,00)	22,41 (± 3,01)	22,83 (± 3,17)
GPCM Elegance (Dentaurum)	20,57 (± 4,85)	18,26 (± 5,40)	19,37 (± 4,62)	18,75 (± 4,80)	18,10 (± 5,05)
GPC Image (GAC)	13,25 (± 2,10)	11,13 (± 1,12)	10,82 (± 1,31)	10,52 (± 1,32)	10,22 (± 1,51)
PU Esthetys classic (RMO)	11,05 (± 2,83)	10,17 (± 2,62)	9,94 (± 2,69)	9,70 (± 2,54)	10,52 (± 4,30)
PC Miura (RMO)	12,36 (± 0,97)	10,98 (± 1,09)	10,58 (± 1,23)	10,41 (± 1,40)	9,81 (± 0,98)
KPC Silkon (American Orth.)	2,07 (± 0,85)	1,64 (± 1,07)	1,76 (± 0,91)	1,56 (± 0,61)	1,71 (± 1,02)

4.4.3.2. Torquewerte bei 15° Deflektion herstellerintern

Bei 15° Deflektion zeigt sich das gleiche Bild wie bei 10°. Bei den Brackettypen KPCM, GPC und PC traten signifikante Unterschiede zwischen dem ersten und den restlichen Zügen auf. Zwei geringe Abweichungen bilden KPCM und PC. Bei KPCM war bei 15° der zweite Zug noch nicht signifikant unterschiedlich zu Zug 1. Bei PC war der Zug 5 signifikant unterschiedlich zu Zug 1 und 2. Dies ist ein Ausdruck für einen erhöhten Torqueverlust bei Zug 5.

4.4.4. Torquewerte bei 17,5° Deflektion

4.4.4.1. Torquewerte bei 17,5° Deflektion gruppenübergreifend

Bei 17,5° Deflektion besteht ein identisches Bild über alle fünf Züge. Alle Brackettypen sind signifikant unterschiedlich zum Referenzbracket ES, welches einen Torquewert von 36,84 Nmm hat. Die Werte der Kunststoffbrackets schwanken zwischen 31,57 Nmm bei KPCM und 2,67 Nmm bei KPC. Während aller fünf Züge ist PUM nicht signifikant unterschiedlich zu GPCM und PC. PU und GPC bilden wie bei 15° Deflektion eine Gruppe, welche nicht signifikant unterschiedlich zueinander ist.

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Torquewerte bei 17,5° Deflektion sind der Tabelle 8 zu entnehmen.

Tabelle 8: Torquewerte bei 17,5° Deflektion

Testbracket	Torquewerte bei 17,5° Deflektion [Nmm]				
	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4	Zug 5
ES Ormesh (Ormco)	36,84 (± 0,27)	36,84 (± 0,27)	36,84 (± 0,27)	36,84 (± 0,27)	36,84 (± 0,27)
KPCM Elan (GAC)	31,57 (± 1,92)	31,09 (± 2,15)	30,68 (± 1,68)	30,89 (± 1,57)	30,97 (± 1,56)
PUM Esthetys Gold (RMO)	28,15 (± 3,45)	27,75 (± 3,50)	27,71 (± 3,10)	27,27 (± 3,14)	28,05 (± 3,13)
GPCM Elegance (Dentaurum)	24,33 (± 5,65)	23,59 (± 6,39)	25,08 (± 4,99)	24,71 (± 5,36)	24,01 (± 5,76)
GPC Image (GAC)	15,36 (± 2,23)	13,70 (± 1,43)	13,66 (± 1,62)	13,32 (± 1,74)	13,03 (± 1,94)
PU Esthetys classic (RMO)	14,35 (± 2,62)	13,66 (± 2,51)	13,58 (± 2,59)	13,35 (± 2,51)	13,96 (± 5,29)
PC Miura (RMO)	15,01 (± 1,17)	13,87 (± 1,37)	13,63 (± 1,62)	13,44 (± 1,66)	12,81 (± 1,08)
KPC Silkon (American Orth.)	3,54 (± 1,30)	2,82 (± 1,57)	3,05 (± 1,28)	2,67 (± 1,00)	2,87 (± 1,35)

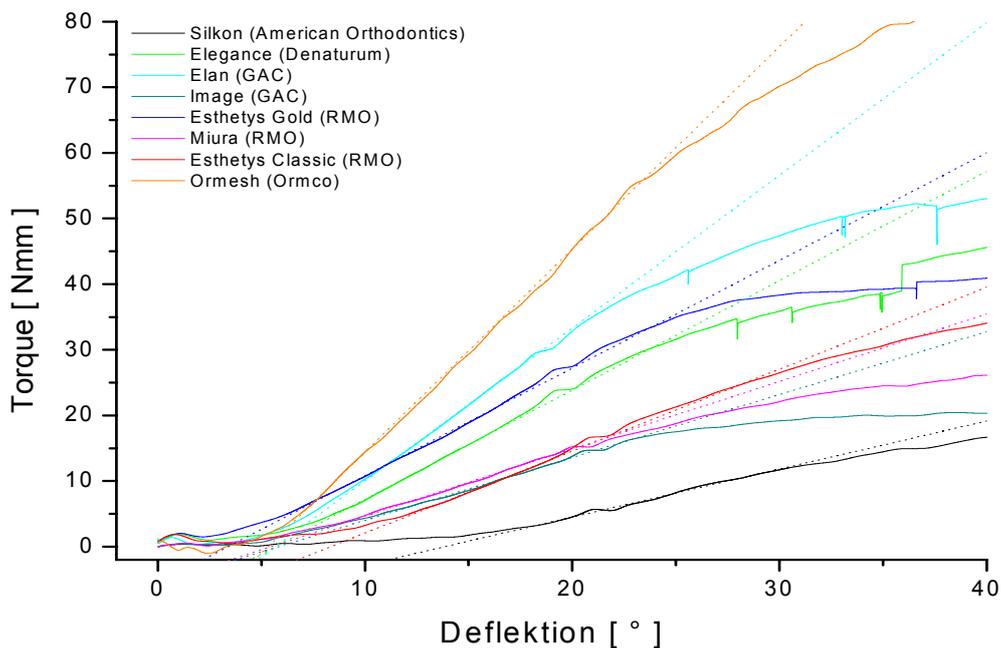
4.4.4.2. Torquewerte bei 17,5° Deflektion herstellerintern

Bei 17,5° Deflektion treten herstellerintern nur noch bei zwei Brackettypen signifikante Unterschiede auf. Bei GPC sind nur der vierte und fünfte Zug zum Zug 1 signifikant unterschiedlich und bei PC sind noch der dritte, vierte und fünfte Zug zu Zug 1 signifikant unterschiedlich.

Es scheint, dass mit zunehmender Deflektion die Abweichungen zwischen den Zügen abnehmen und eine immer gleichmäßigere Belastungs-Deflektionskurve entsteht.

4.5. Plastische Verformung

Grafik 6 zeigt die Mittelwertkurven der getesteten Brackets.



Grafik 6: Darstellung der Mittelwertkurven und Regressionsgeraden (Torque in Nmm und Verformung in Grad) für alle untersuchten Brackets des 60°-Zuges

Es ist eine Aufteilung in vier Gruppen erkennbar. Hierbei zeigen die keramikverstärkten Polycarbonatbrackets (KPC) die größten und die Stahlbrackets die geringsten Deformationen bei gleichen Torquewerten.

Bei der Gruppe der reinen Polyurethan- (PU), reinen Polycarbonat- (PC) und glasfaserverstärkten Polycarbonatbrackets (GPC) wurden im Vergleich zu den keramikverstärkten Polycarbonatbrackets (KPC) geringere Deflektionen bei gleichem Torque gemessen. Die Kunststoffbrackets mit Metallslot zeigen die geringsten Verformungen von allen getesteten Kunststoffbrackets.

Die Regressionsgeraden verlaufen bei allen untersuchten Kunststoffbrackets im linearen Bereich der Belastungs-Deflektionskurven.

Die Werte für den Beginn der plastischen Deformation variieren zwischen 15,22 Nmm für das keramikverstärkte Polycarbonatbracket (KPC) und 35,69 Nmm für Polycarbonatbrackets keramikverstärkt mit Metallslot (KPCM).

Die Mittelwerte und Standardabweichungen des Beginns der plastischen Verformung sind in der Tabelle 9 dargestellt.

Tabelle 9: Mittelwerte und Standardabweichungen für das Drehmoment [Nmm], bei dem die plastische Verformung beginnt.

Testbracket	Plastische Verformung [Nmm]
ES Ormesh (Ormco)	57,61 (± 2,63)
KPCM Elan (GAC)	35,69 (± 3,67)
PUM Esthetys Gold (RMO)	31,47 (± 6,30)
GPCM Elegance (Dentaurum)	35,5 (± 8,35)
GPC Image (GAC)	17,98 (± 1,84)
PU Esthetys Classic (RMO)	25,89 (± 5,41)
PC Miura (RMO)	19,07 (± 3,02)
KPC Silkon (American Orth.)	15,22 (± 2,87)

5. DISKUSSION

In dieser Studie wurde *in vitro* das Verhalten von verschiedenen Kunststoffbrackets unter Torquebelastung untersucht. Frühere Untersuchungen an Kunststoffbrackets haben weder die Vielzahl der auf dem Markt befindlichen Materialzusammensetzungen für Kunststoffbrackets behandelt, noch das besondere Verhalten der Kunststoffe im feuchten Milieu der Mundhöhle berücksichtigt. Gerade durch den Zusatz von Keramik- oder Glasfaserpartikeln kann das Wasseraufnahmeverhalten von Kunststoffen und somit ihre mechanische Belastbarkeit erheblich beeinflusst werden [21, 34, 36]. Dieser Ansatz kann für die Erklärung der im Vergleich zu früheren Untersuchungen von *Feldner et al.* [21] und *Harzer et al.* [30] erheblich stärkeren Verformung der keramikverstärkten Polycarbonatbrackets (Silkon, American Orthodontics) in dieser Studie herangezogen werden. Denn in der Studie von *Feldner et al.* [21] wurden die Brackets keiner künstlichen Alterung durch Thermocycling und anschließender Lagerung für eine Woche in 37 °C warmem Wasser unterzogen und in der Studie von *Harzer et al.* [30] wurde lediglich das Bracket aus Polyoxymethylen einem Thermocycling ausgesetzt, jedoch auch nicht in 37 °C warmem Wasser gelagert.

Der Zusatz von Glasfaser und die Verwendung der Polyurethankunststoffe bewirkt keine Verbesserung der elastischen Eigenschaften der Polycarbonatbrackets unter Torquebelastung. In der vorliegenden Studie waren bei den entsprechenden Brackets im klinisch interessanten Bereich um 15 Nmm und 15° bis 20° keine signifikanten Unterschiede zu den reinen Polycarbonatbrackets feststellbar. Eine erhöhte Belastbarkeit durch den Zusatz von Glasfaser wäre bei Belastungen in Längsrichtung der Glasfaser denkbar.

Die Eingliederung des Metallslots führt zu einer signifikant geringeren Verformung der Polycarbonat- und Polyurethanbrackets unter Torquebelastung. Innerhalb der Gruppe der Kunststoffbrackets mit Metallslot sind im Belastungsbereich 15 Nmm bis 25 Nmm signifikant höhere Werte für das keramikverstärkte Bracket KPCM (Elan, GAC) feststellbar.

Die signifikant höheren Torquewerte der Kunststoffbrackets mit Metallslot decken sich mit früheren Untersuchungen von *Feldner et al.* [21], *Alkire et al.* [4] und *Harzer et al.* [30].

Untersuchungen von *Harzer et al.* [29] an Kunststoffbrackets aus Polyoxymethylen und einem weiteren Kunststoffbracket aus nicht genau angegebenem Material bestätigen auch die signifikant niedrigeren Torquewerte von Kunststoffbrackets gegenüber Metallbrackets. Allerdings lässt der differierende Versuchsaufbau von *Harzer et al.* [29] keinen direkten Wertevergleich zu und ein Kunststoffbracket mit Metallslot war auch nicht Gegenstand der Untersuchung.

Alle untersuchten Brackets wurden bei klinisch relevanten Torquebelastungen bis zu 15 Nmm elastisch verformt. Mit Ausnahme der Kunststoffbrackets mit Metallslot, die erst bei Belastungen ab 31,47 Nmm plastisch verformten, fand der Übergang zur plastischen Deformation bei allen anderen Kunststoffbrackets im Belastungsbereich 15,22 Nmm bis 25,89 Nmm statt. Diese Erkenntnis findet in der Literatur bisher weder Bestätigung noch Widerspruch.

Die Frage nach der klinischen Anwendbarkeit der untersuchten Kunststoffbrackets ist mit dieser Feststellung noch nicht beantwortet. Für den klinischen Einsatz ist die weitgehende Übereinstimmung des Belastungs-Deflektionsverhaltens der Kunststoffbrackets mit den Edelstahlbrackets erforderlich. Die Ermittlung der auftretenden Deflektionen bei einem optimalen Torquewert von 15 Nmm zeigt eine sehr starke Variation zwischen den unterschiedlichen Kunststoffbrackets und im Vergleich zu den Metallbrackets.

Dabei zeigen alle untersuchten Kunststoffbrackets einen signifikanten Unterschied zu den getesteten Metallbrackets auf. Dieser Unterschied beträgt jedoch bei den keramikverstärkten Polycarbonatbrackets mit Metallslot KPCM (Elan, GAC) und Polyurethanbrackets mit Metallslot PUM (Esthetys Gold, RMO) maximal 1,49° und 1,9°. Es ist fraglich, ob diese statistisch ermittelte Abweichung von den Stahlbrackets eine klinische Bedeutung aufweist. Die keramikverstärkten Polycarbonatbrackets KPC (Silkon, American Orthodontics) erfuhren im Vergleich beim Drehmoment von 15 Nmm eine 350% höhere Deflektion als die Stahlbrackets.

Dieser sehr große Wertebereich ist natürlich nicht nur vom Material der Brackets abhängig, sondern auch vom strukturellen Design und nicht zuletzt von der Materialdicke. Welchen Einfluss diese Größen auf die Belastungs-Deflektionskurve haben, bleibt weiteren Untersuchungen vorbehalten.

Natürlich ist versuchsaufbaubedingt keine direkte Übertragung der gemessenen Werte auf die klinische Situation möglich. Die parodontalen Verhältnisse der Zähne, der variierende Inter-Bracket-Abstand und der Umstand, dass die einligierten Drähte eine Bogenform aufweisen, bedingen zwangsläufig abweichende Werte [18, 19, 20].

Für einen hinreichend genauen Vergleich der verschiedenen Bracketmaterialien hinsichtlich des Belastungs-Deflektionsverhaltens scheint der Versuchsaufbau aber zu genügen.

5.1. Schlussfolgerungen

Der Zusatz von Keramik und Glasfaser und die Verwendung von Polyurethan bewirken keine Verbesserung der Torquestabilität von Kunststoffbrackets. Der Einsatz von Keramikpartikeln führt zu einer signifikant stärkeren Verformung der Polycarbonatbrackets unter Torquebelastung.

Die Einarbeitung des Metallslots bewirkt durch die Verstärkung der Kunststoffmatrix eine signifikant höhere Belastbarkeit der Polycarbonat- und Polyurethanbrackets bei Torqueapplikation.

Der Vergleich mit den Stahlbrackets verdeutlicht, dass für die klinische Anwendung nur das keramikverstärkte Polycarbonatbracket mit Metallslot (Elan, GAC) und das Polyurethanbracket mit Metallslot (Esthetys Gold, RMO) geeignet sind.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser Untersuchung war das Belastungs-Deflektionsverhalten von sieben Kunststoffbrackets unterschiedlichen Materials bei Torquebelastung untereinander und mit Stahlbrackets zu vergleichen.

Jeweils zehn Brackets aus reinem Polycarbonat (PC), keramikverstärktem (KPC) und glasfaserverstärktem Polycarbonat (GPC), keramikverstärktem (KPCM) und glasfaserverstärktem Polycarbonat mit Metallslot (GPCM), Polyurethan (PU) und Polyurethan mit Metallslot (PUM) wurden nach Alterung bei 5000 Thermozyklen (5, 55°C) und sieben Tage Aufbewahrung im Wasser bei 37°C in einer Torquemessapparatur bis 60° Deflektion belastet. Die Applikation der Torquekräfte erfolgte kontinuierlich mit einer Prüfmaschine (Zwicki Z2,5, Zwick, Ulm). Zehn Stahlbrackets dienten als Kontrollgruppe.

Die Ergebnisse zeigen innerhalb der Kunststoffgruppe für die Brackets mit Metallslot das geringste Ausmaß an Verformung gefolgt von GPC, PC, PU und KPC ($p < 0,05$). Bei dem optimalen Drehmoment von 15 Nmm für den Torque eines oberen Inzisivus, betrug die erforderliche Deflektion im Mittel für PUM 12,54°, für KPCM 12,13°, für GPCM 15,56°, für PC 20,73°, für PU 20,02°, für GPC 22,26° und für KPC 37,37°.

Schlussfolgerungen:

Der Vergleich mit den Stahlbrackets verdeutlicht, dass für die klinische Anwendung nur keramikverstärkte Polycarbonatbrackets mit Metallslot und Polyurethanbrackets mit Metallslot geeignet sind. Durch den Zusatz von Keramik und Glasfaser entstehen keine Vorteile bezüglich der Torquestabilität von Polycarbonatbrackets. Die Polyurethanbrackets zeigten unter klinisch relevanten Torquebelastungen keinen signifikanten Unterschied zu den Polycarbonatbrackets.

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. Aird JC, Durning P
Fracture of polycarbonate edgewise brackets: a clinical SEM study.
Br J Orthod 1987 Jul;14(3):191-5
2. Aird JC, Millett DT, Sharples K
Fracture of polycarbonate brackets--a related photoelastic stress analysis.
Br J Orthod 1988 May;15(2):87-92
3. Akin PC, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Currier GF, Sinha PK
Fracture strength of ceramic brackets during arch wire torsion.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996 Jan;109(1):22-7
4. Alkire RG, Bagby MD, Gladwin MA, Kim H
Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets.
Dent Mater 1997 Jan;13(1):2-6
5. Bantleon HP, Droschl H
Front torque using a partial arch technic.
Fortschr Kieferorthop 1988 Apr;49(2):203-12
6. Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Sinha P
Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997 Aug;112(2):138-44
7. Bourauel C, Drescher D, Thier M
An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics.
J Biomed Eng 1992 Sep;14(5):371-8
8. Brandt S, Miura F
Dr. Fujio Miura on direct bonding of plastic brackets.
J Clin Orthod 1972 Aug;6(8):446-54
9. Burger KM, Cooley RL, Garcia-Godoy F
Effects of thermocycling times on dentin bond strength.
J Esthet Dent 1992 Nov-Dec;4(6):197-8
10. Burstone CJ
The mechanics of the segmented arch techniques .
Angle Orthod 1966 Apr;36(2):99-120
11. Burstone CJ, Koenig HA
Force systems from an ideal arch.
Am J Orthod 1974 Mar;65(3):270-89

12. Carlsson R, Rönnerman A
Crown root angles of upper central incisors.
Am J Orthod 1973 Aug;64(2):147-54
13. Czochrowska E, Burzykowski T, Buyukyilmaz T, Øgaard B
The effect of long-term water storage on the tensile strength of
orthodontic brackets bonded with resin-reinforced glassionomer cements.
J Orofac Orthop 1999;60(5):361-70
14. Dellinger EL
A scientific assessment of the Straight Wire Appliance.
Am J Orthod 1978 Mar;73(3):290-9
15. Dobrin RJ, Kamel IL, Musich DR
Load-deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets.
Am J Orthod 1975 Jan;67(1):24-33
16. Dooley WD, Hembree JH Jr, Weber FN
Tensile and shear strength of Begg plastic brackets.
J Clin Orthod 1975 Nov;9(11):694-7
17. Drescher D, Bourauel C, Thier M
Application of the orthodontic measurement and simulation system
(OMSS) in orthodontics.
Eur J Orthod 1991 Jun;13(3):169-78
18. Eliades T, Brantley WA
Orthodontic materials: Scientific and clinical aspects.
Thieme, Stuttgart, 2000, ISBN 9783131252814
19. Eliades T, Boureaul C
Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its
clinical relevance.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005;127:403-12
20. Eliades T, Gioka C, Zinelis S, Eliades G, Makou M
Plastic Brackets: hardness and associated clinical implications.
World J Orthod 2004 Spring;5(1):62-6
21. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM
In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate
brackets.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994 Sep;106(3):265-72
22. Ferguson JW
Torque-in-base: Another straight-wire myth?
Br J Orthod 1990 Feb;17(1):57-61

23. Fields HW, Proffit WR, Case JC, Vig KW
Variables affecting measurements of vertical occlusal force.
J Dent Res 1986 Feb;65(2):135-8
24. Fischer-Brandies H, Orthuber W, Es-Souni M, Meyer S
Torque transmission between square wire and bracket as function of
measurement, form and hardness parameters.
J Orofac Orthop 2000;61(4):258-65
25. Flores DA, Choi LK, Caruso JM, Tomlinson JL, Scott GE, Jeiroudi MT
Deformation of metal brackets: a comparative study.
Angle Orthod 1994;64(4):283-90
Erratum in: Angle Orthod 1995;65(3):166
26. Germane N, Bentley BE Jr, Isaacson RJ
Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by
straight-wire appliances.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989 Oct;96(4):312-9
27. Gianelly AA, Gottlieb EL
Direct bonding of plastic brackets.
J Clin Orthod 1973 Feb;7(2):95-108
28. Guan G, Takano-Yamamoto T, Miyamoto M, Hattori T, Ishikawa K,
Suzuki K
Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000 Apr;117(4):438-43
29. Gmyrek H, Bourauel C, Richter G, Harzer W
Torque Capacity of Metal and Plastic Brackets with Reference to
Materials, Application, Technology and Biomechanics.
J Orofac Orthop 2002 Mar;63(2):113-28
30. Harzer W, Bourauel C, Gmyrek H
Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without
metalslot.
Eur J Orthod 2004 Aug;26(4):435-41
31. Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tacy RJ
Optimal force, differential force, and anchorage.
Am J Orthod 1969 May;55(5):437-57
32. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG Jr
Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991 Apr;99(4):287-93

33. Imai T, Watari F, Yamagata S, Kobayashi M, Nagayama K, Nakamura S
Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999 Nov;116(5):533-8
34. Jarabak JR, Fizzell JA
Technique and treatment with light-wire edgewise appliances.
2nd ed., Saint Louis, C.V. Mosby Co., 1972
35. Kern M, Fechtig T, Strub JR
Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures.
J Prosthet Dent 1994 Mar;71(3):251-6
36. Kern M, Thompson VP
Influence of prolonged thermal cycling and water storage on the tensile bond strength of composite to NiCr alloy.
Dent Mater 1994 Jan;10(1):19-25
37. Liu JK, Chang LT, Chuang SF, Shieh DB
Shear bond strengths of plastic brackets with a mechanical base.
Angle Orthod 2002 Apr;72(2):141-5
38. McKnight MM, Jones SP, Davies EH
A study to compare the effects of simulated torquing forces on pre-adjusted orthodontic brackets.
Br J Orthod 1994 Nov;21(4):359-65
39. Meling TR, Ødegaard J
The effect of second-order couple on the application of torque.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998 Mar;113(3):256-62
40. Meling TR, Ødegaard J
On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998 May;113(5):546-57
41. Meling T, Ødegaard J, Holthe K, Meling EO, Segner D
A formula for the displacement of an arch wire when subjected to a second-order couple.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998 Jun;113(6):632-40
42. Meling TR, Ødegaard J, Segner D
On bracket slot height: a methodologic study.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998 Apr;113(4):387-93

43. Meyer M, Nelson G
Preadjusted edgewise appliances: theory and practice.
Am J Orthod 1978 May;73(5):485-98
44. 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(4):186-97
45. Moser JB, Marshall GW, Green FP
Direct bonding of polycarbonate orthodontic brackets: an in vitro study.
Am J Orthod 1979 Jan;75(1):78-85
46. Morrow JB
The angular variability of the facial surfaces of the human dentition: an evaluation of the morphological assumptions implicit in the various "straight-wire techniques".
M. Sc. Thesis, St. Louis University, St. Louis, Missouri, 1978
47. Moyers RE
Handbook of Orthodontics, 3rd ed.
Year Book Medical Publishers, Chicago–London, 1973
48. Muchitsch AP, Droschl H, Bantleon HP, Blumauer D, Stern G
The effect of the vertical bracket position on the orthodontic finish.
Fortschr Kieferorthop 1990 Aug;51(4):195-203
49. Newman GV
Bonding plastic orthodontic attachments.
JPO J Pract Orthod 1969 May;3(5):231-8
50. Newman GV
Clinical treatment with bonded plastic attachments.
Am J Orthod 1971 Dec;60(6):600-10
51. Pilon JJ, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC
Magnitude of orthodontic forces and rate of bodily tooth movement. An experimental study.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996 Jul;110(1):16-23
52. Rains MD, Chaconas SJ, Caputo AA, Rand R
Stress analysis of plastic bracket configurations.
J Clin Orthod 1977 Feb;11(2):120-5
53. Rauch ED
Torque and its application to orthodontics.
Am J Orthod 1959, 45:817-30

54. Reitan K
Some Factors Determining the Evaluation of Forces in Orthodontics.
Am J Orthod 1957, 32-46
55. Reitan K
Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different
alveolar bone types.
Angle Orthod 1964; Vol.34(4):244-55
56. Rosarius N, Friedrich D, Fuhrmann R, Rau G, Diedrich P
Concept and development of a measuring system for in vivo recording of
orthodontically applied forces and torques in the multiband technique.
J Orofac Orthop 1996 Oct;57(5):298-305
57. Schwartz E
Plastic brackets.
J Clin Orthod 1971 Jul;5(7):394-6
58. Silverman E, Cohen M, Gianelly AA, Dietz VS
A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets.
Am J Orthod 1972 Sep;62(3):236-44
59. Thorstenson G, Kusy R
Influence of stainless steel inserts on the resistance to sliding of esthetic
brackets with second-order angulation in the dry and wet states.
Angle Orthod 2003 Apr;73(2):167-75
60. Thurmond JW, Barkmeier WW, Wilwerding TM
Effect of porcelain surface treatments on bond strengths of composit
resin bonded to porcelain.
J Prosthet Dent 1994 Oct;72(4):355-9
61. Ødegaard J, Meling T, Meling E
The effects of loops on the torsional stiffnesses of rectangular wires: An
in vitro study.
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996 May;109(5):496-505
62. Ødegaard J, Meling T, Meling E
An evaluation of the torsional moments developed in orthodontic
applications. An in vitro study.
Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1994 Apr;105(4):392-400;
Erratum in: Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994 Aug;106(2):218

8. APPENDICES

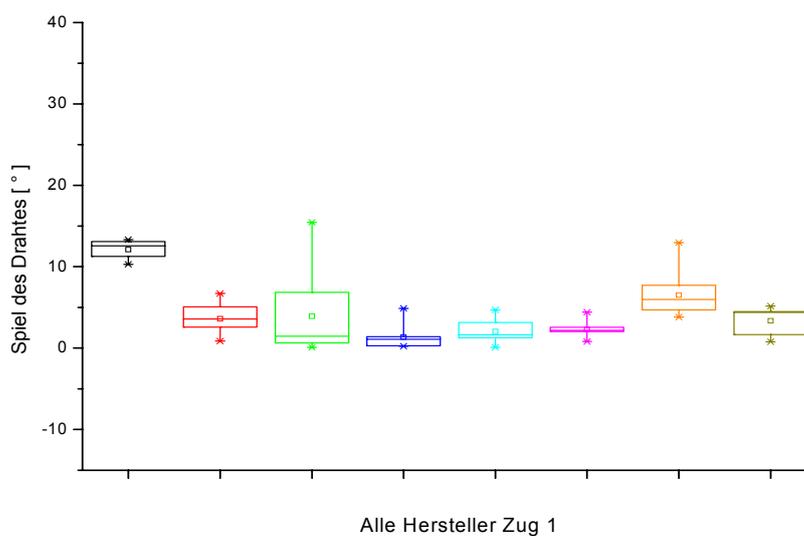
8.1. Spiel des Drahtes im Bracketslot

8.1.1. Spiel des Drahtes im Bracketslot gruppenübergreifend

Die Tabelle 10 zeigt die signifikanten Unterschiede der ANOVA beim Zug 1. Die Werte des Spiels der weiteren Züge wurden nicht mehr herstellerübergreifend miteinander verglichen, weil dies nach einem eventuellen Aufbiegen eines Slots während des ersten Zuges keinen Erkenntniswert mehr hat.

*Tabelle 10: Spiel des Drahtes Zug 1 gruppenübergreifend. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.*

Spiel Zug 1	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM							
PUM							
GPCM			*				
GPC	*			*			
PU	*		*	*	*		
PC						*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



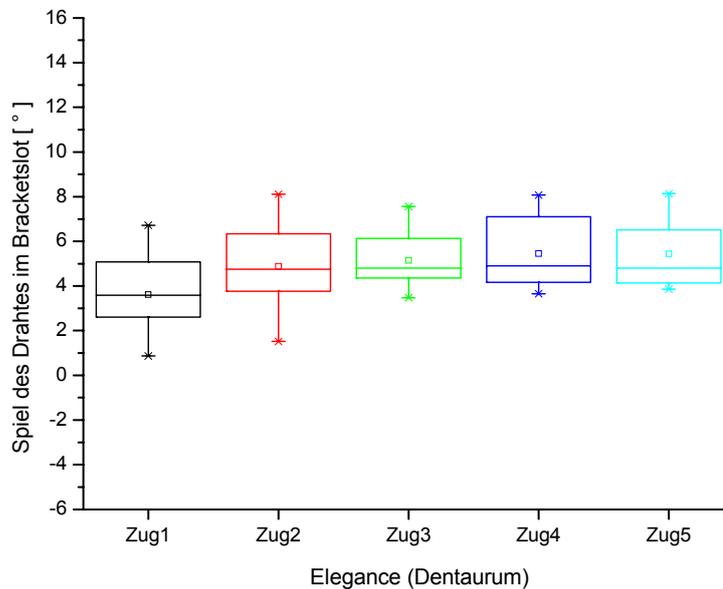
Grafik 7: Spiel des Drahtes im Bracketslot gruppenübergreifend Zug 1

8.1.2. Spiel des Drahtes im Bracketslot herstellerintern

Die folgenden Tabellen zeigen die statistische Auswertung des Spiels des Drahtes herstellerintern, bei denen ein signifikanter Unterschied festgestellt wurde. Dabei wurde für jeden Hersteller jeder Zug gegen jeden geprüft um festzustellen, ob sich das Spiel nach mehreren Zügen verändert.

*Tabelle 11: Spiel Elegance (Dentaurum). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.*

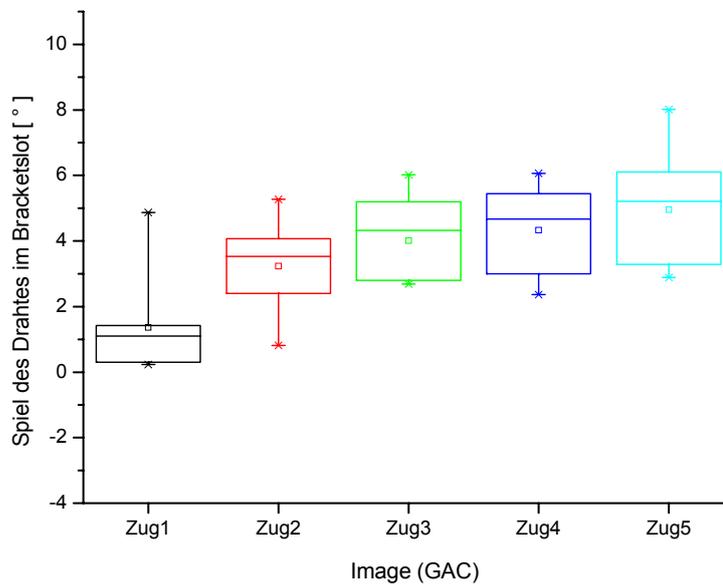
Spiel GPCM – Elegance (Dentaurum)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2				
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*			



Grafik 8: Spiel Elegance (Dentaurum)

Tabelle 12: Spiel Image (GAC). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

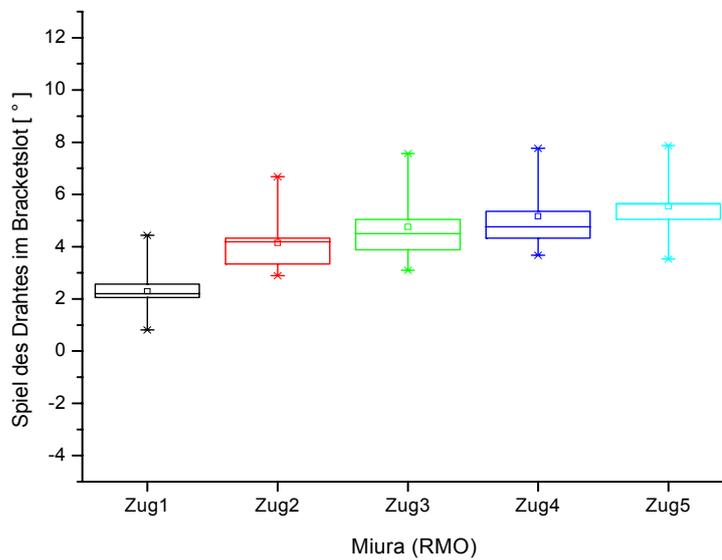
Spiel GPC – Image (GAC)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2	*			
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*	*		



Grafik 9: Spiel Image (GAC)

Tabelle 13: Spiel Miura (RMO). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

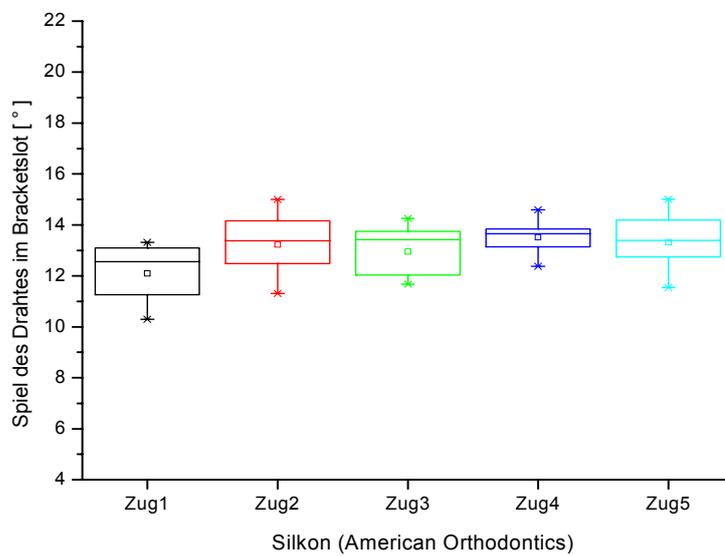
Spiel PC – Miura (RMO)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2	*			
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*	*		



Grafik 10: Spiel Miura (RMO)

Tabelle 14: Spiel Silkon (American Orthodontics). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Spiel KPC – Silkon (American Orthodontics)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2	*			
Zug 3				
Zug 4	*			
Zug 5	*			



Grafik 11: Spiel Silkon (American Orthodontics)

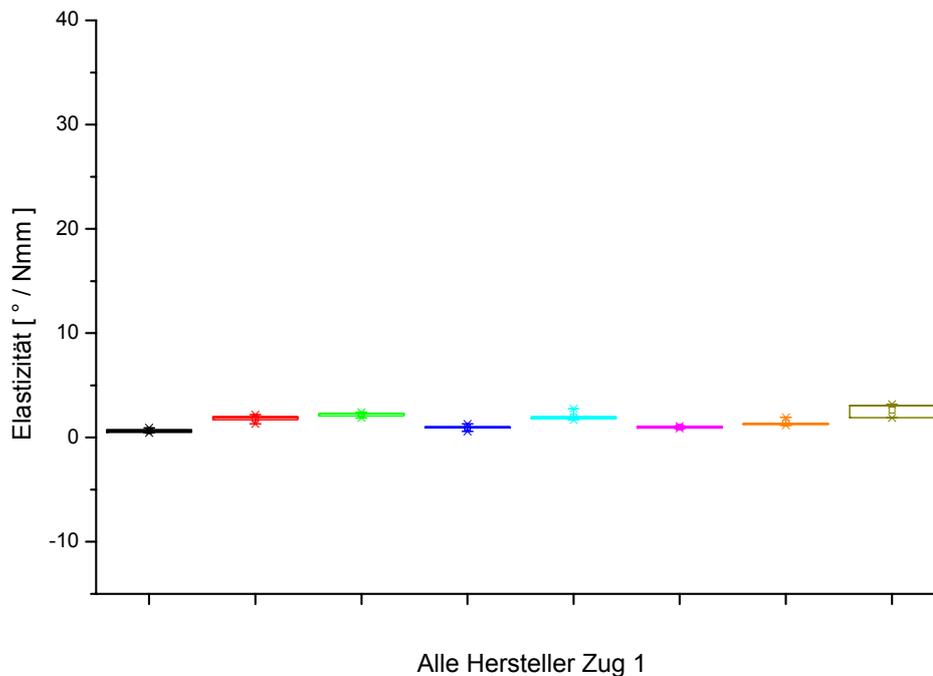
8.2. Elastizität der Brackets

8.2.1. Elastizität der Brackets gruppenübergreifend

Die Tabellen 15 bis 19 zeigen die signifikanten Unterschiede der ANOVA.

Tabelle 15: Elastizität des Brackets Zug 1. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

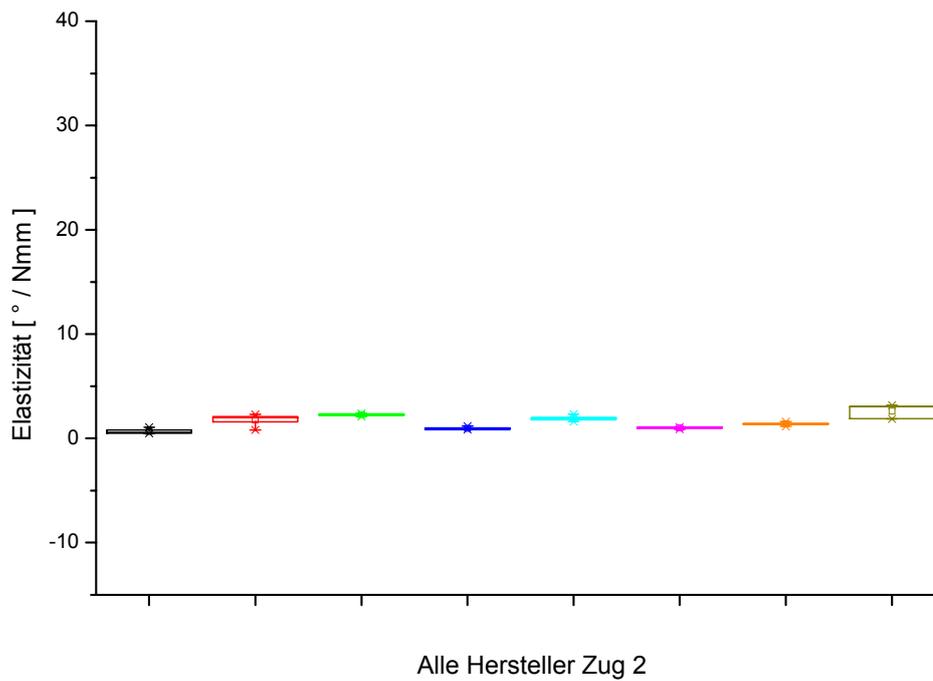
Elastizität Zug 1	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*						
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*	*		
PC	*	*	*	*		*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 12: Elastizität Zug 1

Tabelle 16: Elastizität des Brackets Zug 2. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

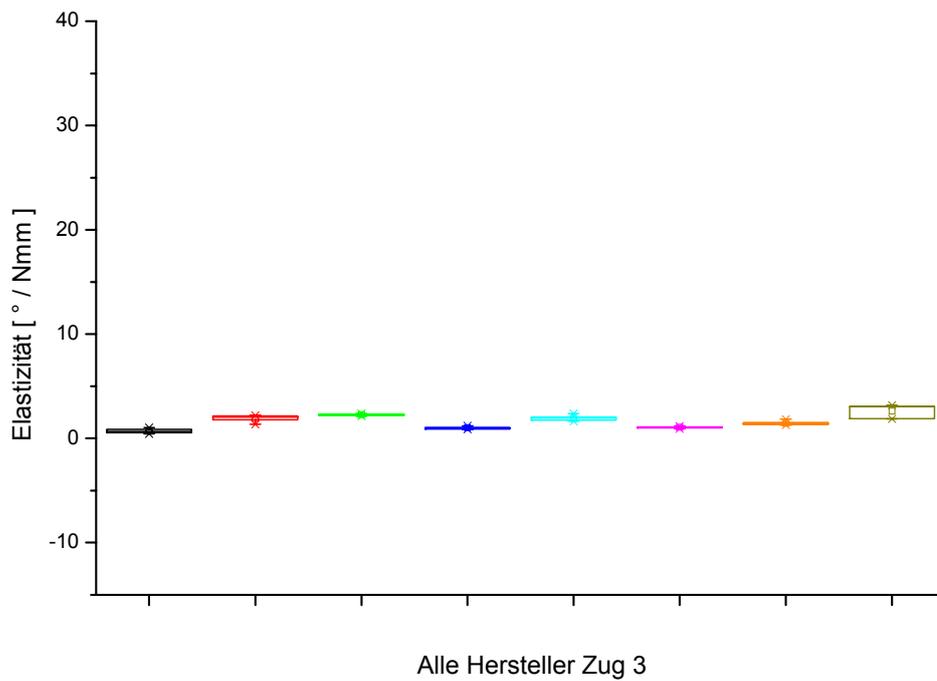
Elastizität Zug 2	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM							
PUM	*	*					
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*	*		
PC	*	*	*			*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 13: Elastizität Zug 2

Tabelle 17: Elastizität des Brackets Zug 3. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

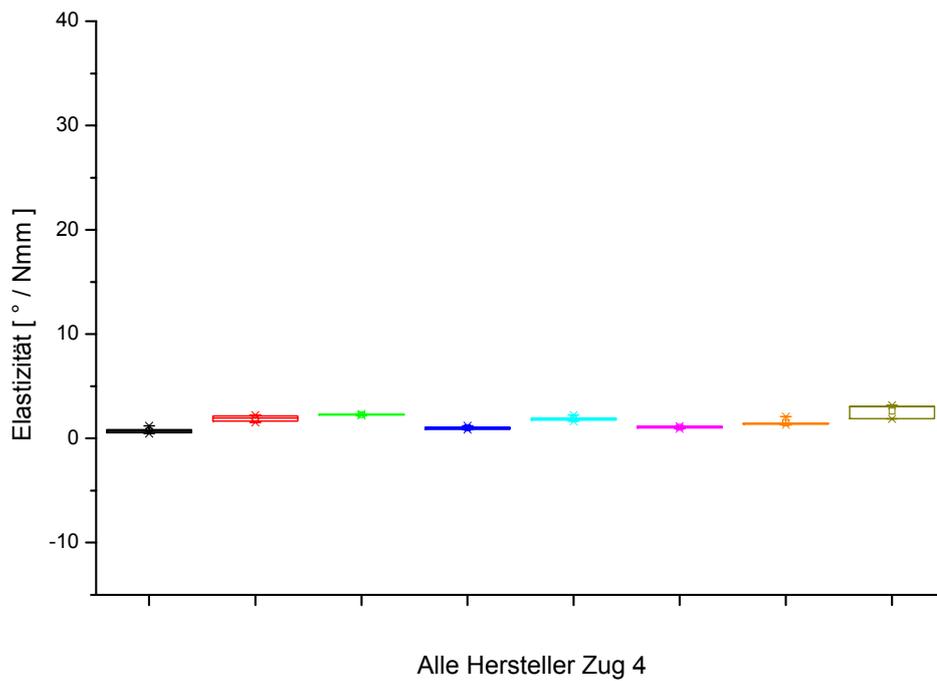
Elastizität Zug 3	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM							
PUM	*	*					
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*	*		
PC	*	*	*	*		*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 14: Elastizität Zug 3

Tabelle 18: Elastizität des Brackets Zug 4. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

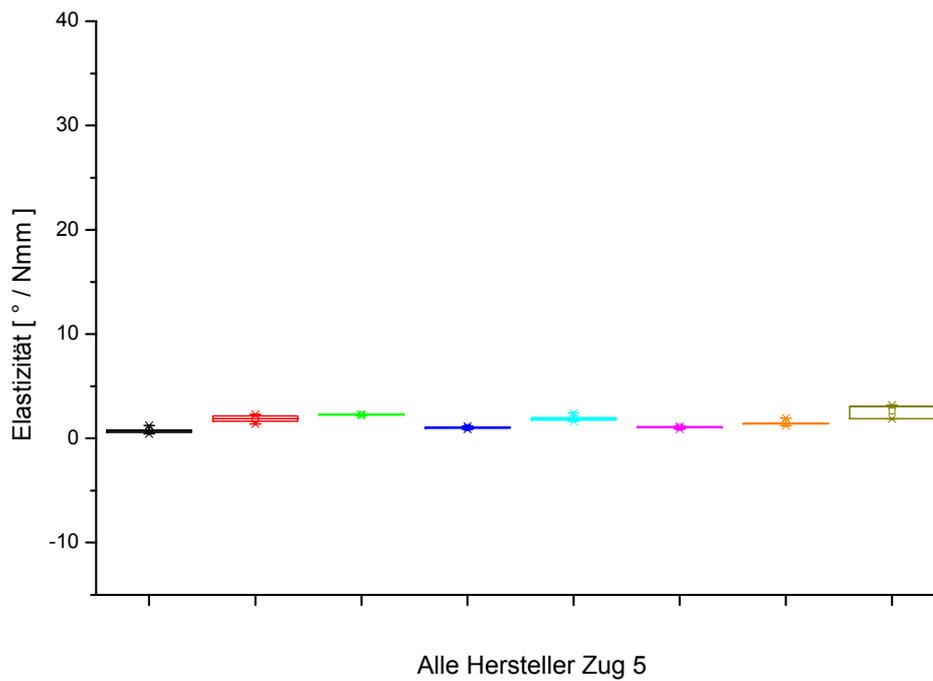
Elastizität Zug 4	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*	*		
PC		*	*	*		*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 15: Elastizität Zug 4

Tabelle 19: Elastizität des Brackets Zug 5. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Elastizität Zug 5	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*	*		
PC		*	*	*		*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



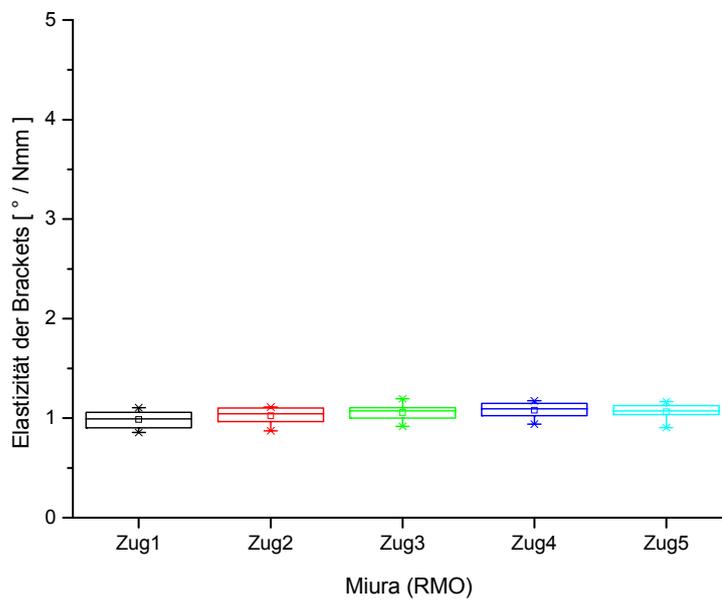
Grafik 16: Elastizität Zug 5

8.2.2. Elastizität der Brackets herstellerintern

Die folgende Tabelle zeigt die statistische Auswertung der Elastizität des Brackets herstellerintern, bei dem ein signifikanter Unterschied festgestellt wurde. Dabei wurde für jeden Hersteller jeder Zug gegen jeden geprüft.

*Tabelle 20: Elastizität Miura (RMO). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.*

Elastizität PC – Miura (RMO)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2				
Zug 3				
Zug 4	*			
Zug 5	*			



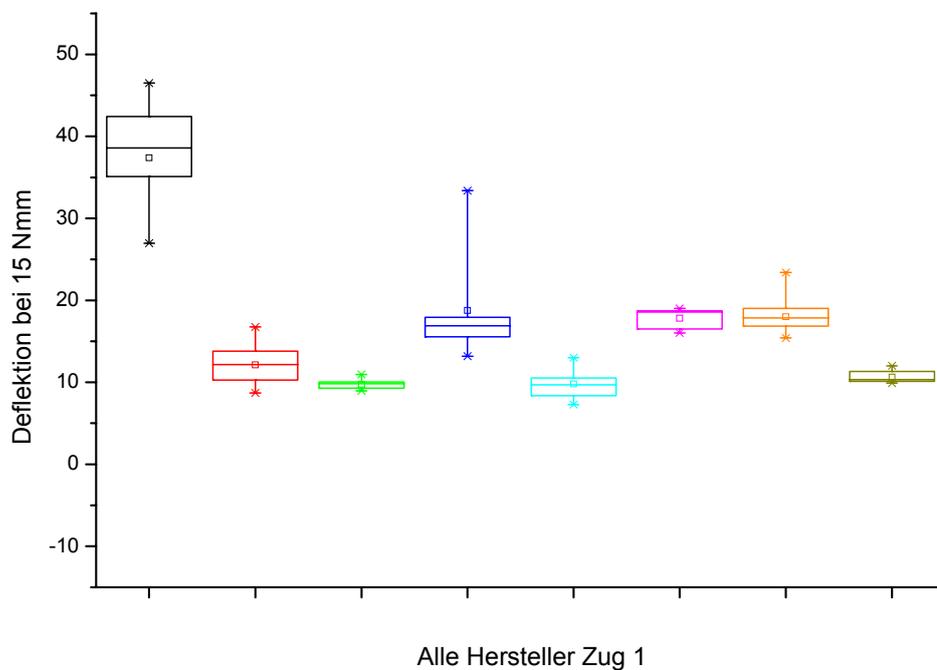
Grafik 17: Elastizität Miura (RMO)

8.3. Deflektion bei 15 Nmm Torque

Die Tabellen 21 bis 25 zeigen die signifikanten Unterschiede der ANOVA.

Tabelle 21: Deflektion bei 15 Nmm Zug 1. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

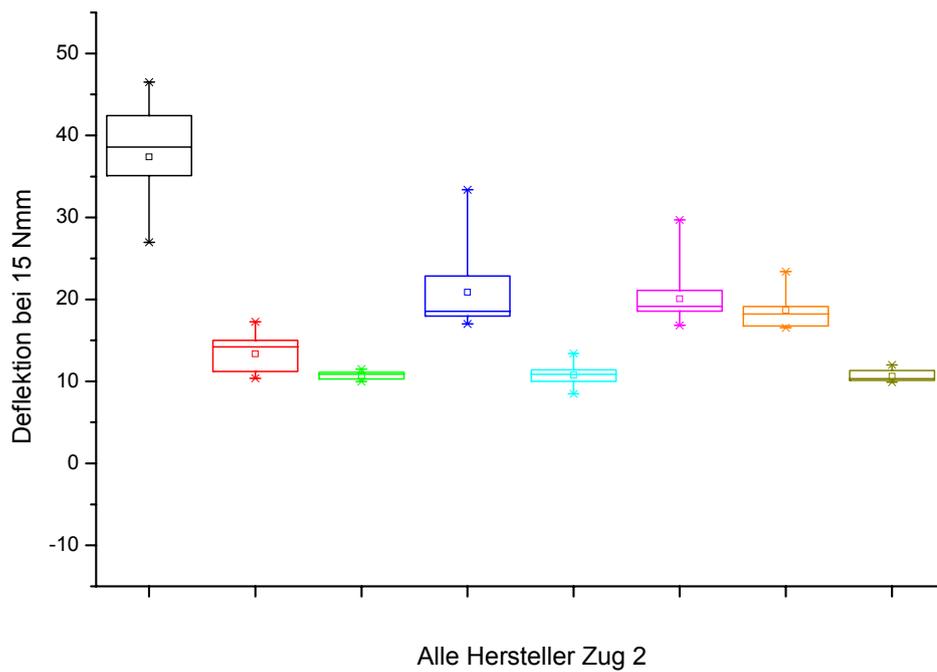
Deflektion bei 15 Nmm Zug 1	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC	KPC
KPCM	*							
PUM								
GPCM		*	*					
GPC	*	*	*	*				
PU	*	*	*	*				
PC	*	*	*	*		*		
KPC	*	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 18: Deflektion bei 15 Nmm Zug 1

Tabelle 22: Deflektion bei 15 Nmm Zug 2. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

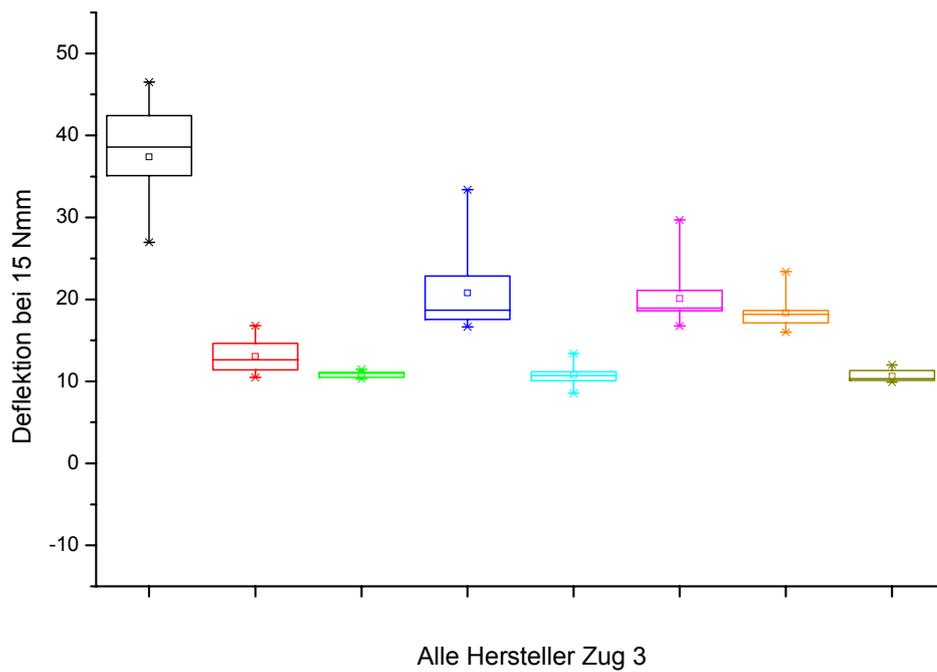
Deflektion bei 15 Nmm Zug 2	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM							
PUM							
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 19: Deflektion bei 15 Nmm Zug 2

Tabelle 23: Deflektion bei 15 Nmm Zug 3. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

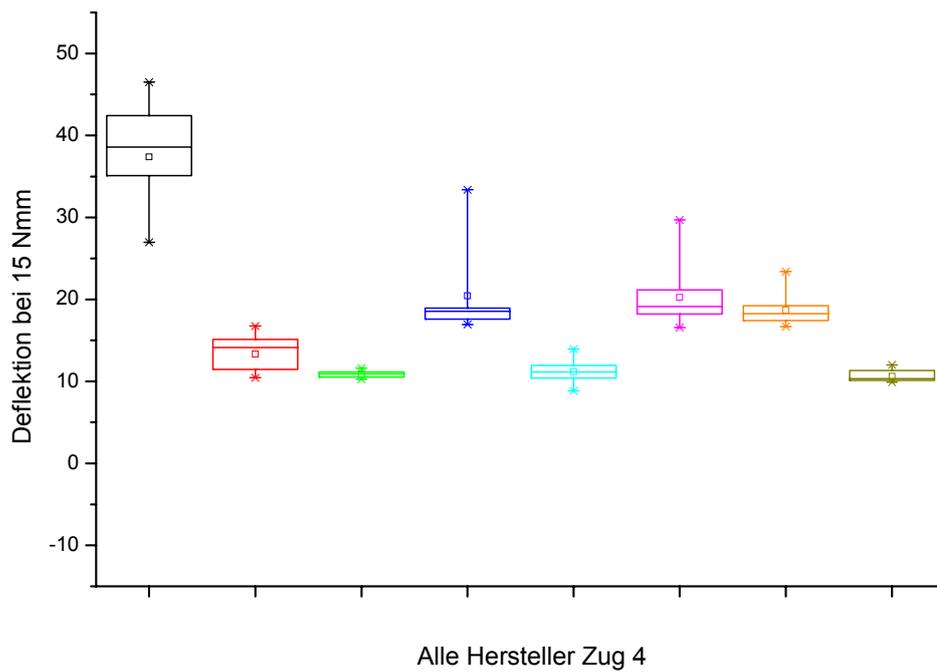
Deflektion bei 15 Nmm Zug 3	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM							
PUM							
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*	*		
PC	*	*	*	*	*	*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 20: Deflektion bei 15 Nmm Zug 3

Tabelle 24: Deflektion bei 15 Nmm Zug 4. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

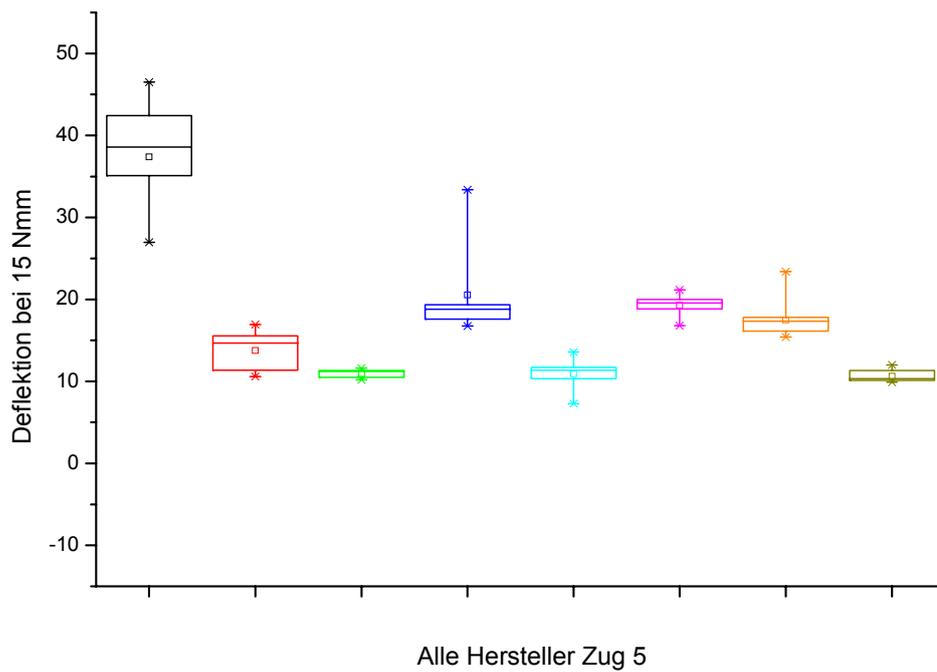
Deflektion bei 15 Nmm Zug 4	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM							
PUM							
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*	*		
PC	*	*	*	*	*	*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 21: Deflektion bei 15 Nmm Zug 4

Tabelle 25: Deflektion bei 15 Nmm Zug 5. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Deflektion bei 15 Nmm Zug 5	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM							
PUM							
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*		*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 22: Deflektion bei 15 Nmm Zug 5

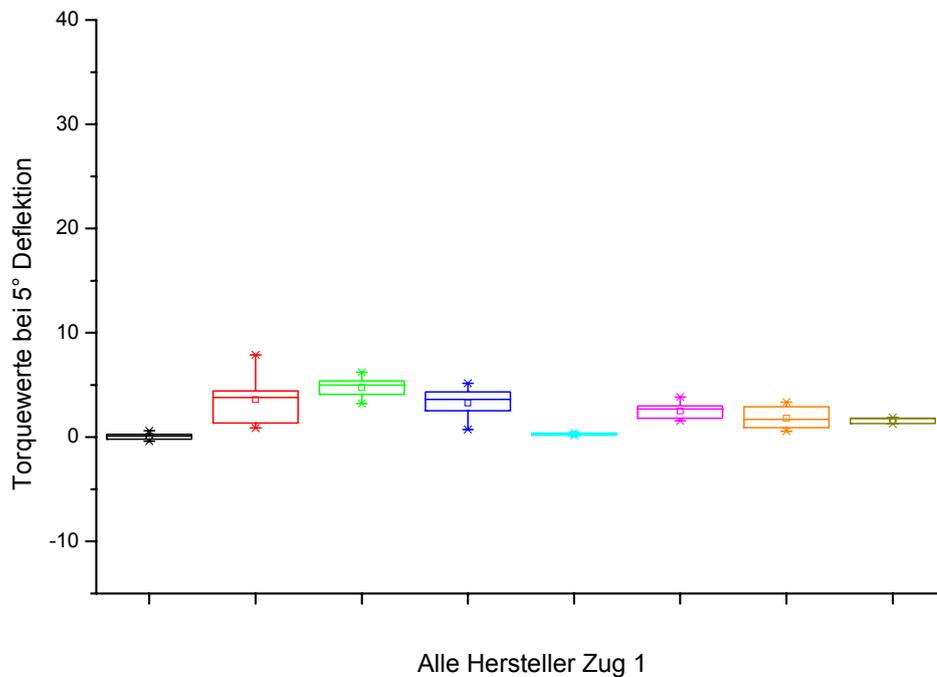
8.4. Torquewerte bei 5° Deflektion

8.4.1. Torquewerte bei 5° Deflektion gruppenübergreifend

Die Tabellen 26 bis 30 zeigen die signifikanten Unterschiede der ANOVA.

Tabelle 26: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 1. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

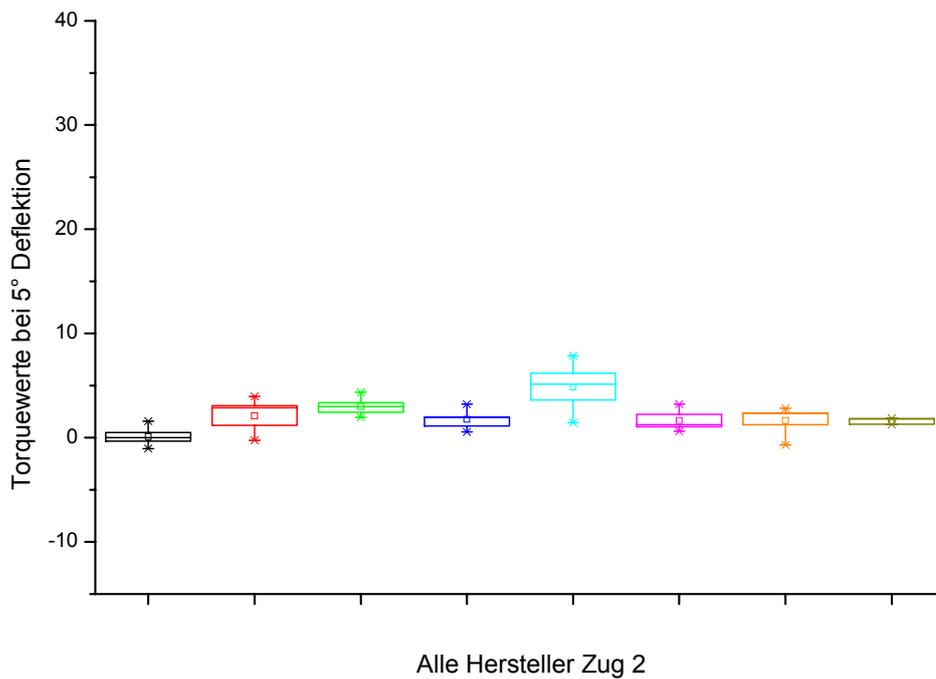
Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 1	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*						
GPCM	*		*				
GPC	*	*	*				
PU		*	*	*	*		
PC	*	*	*				
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 23: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 1

Tabelle 27: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 2. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

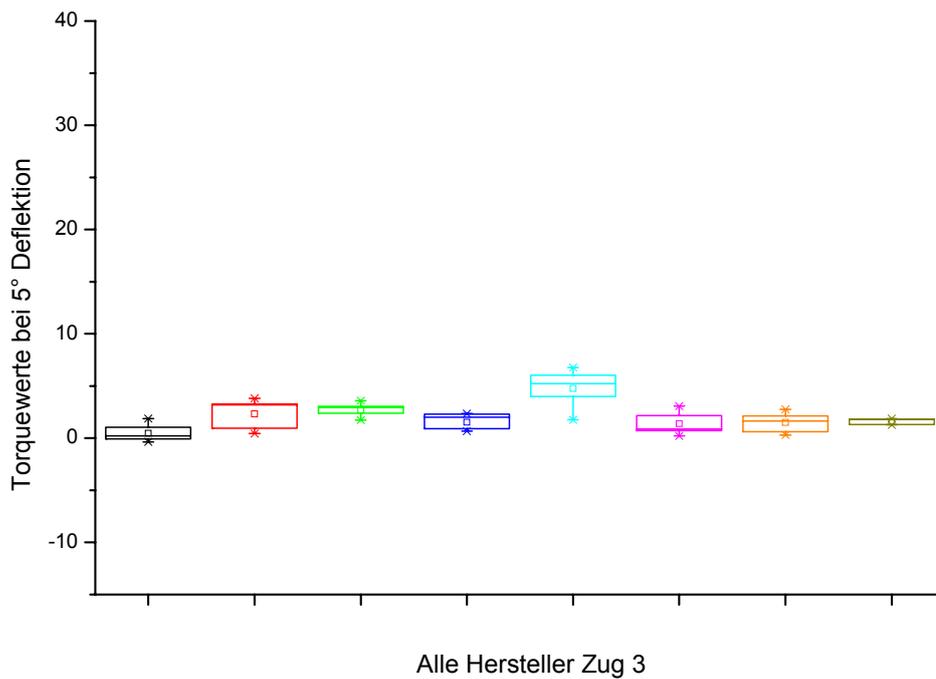
Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 2	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*		*				
GPC	*	*	*				
PU		*	*	*	*		
PC	*	*	*				
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 24: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 2

Tabelle 28: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 3. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

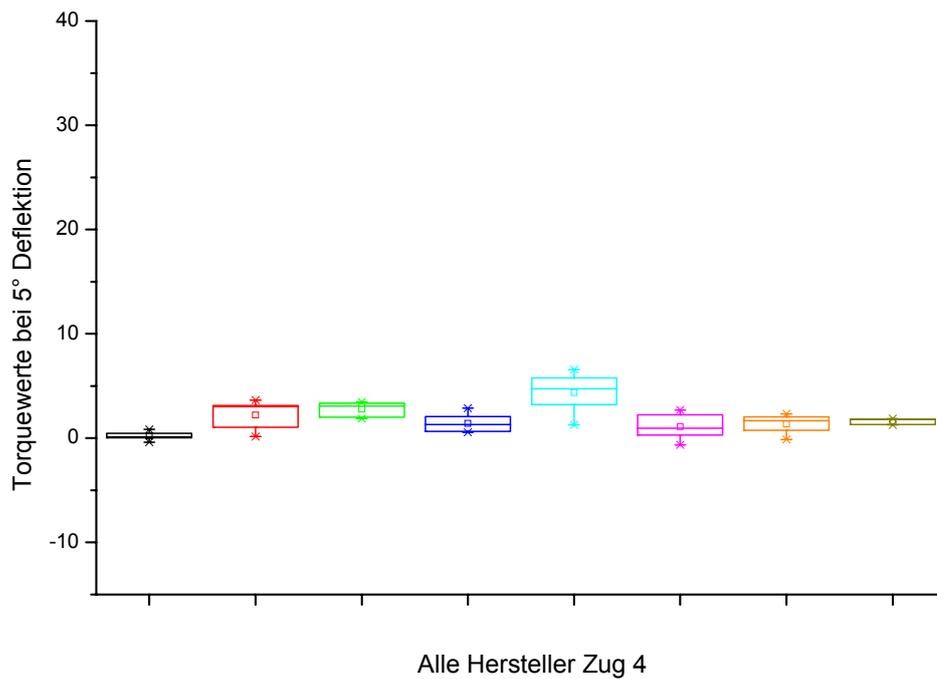
Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 3	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM			*				
GPC		*	*				
PU		*	*				
PC		*	*				
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 25: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 3

Tabelle 29: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 4. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

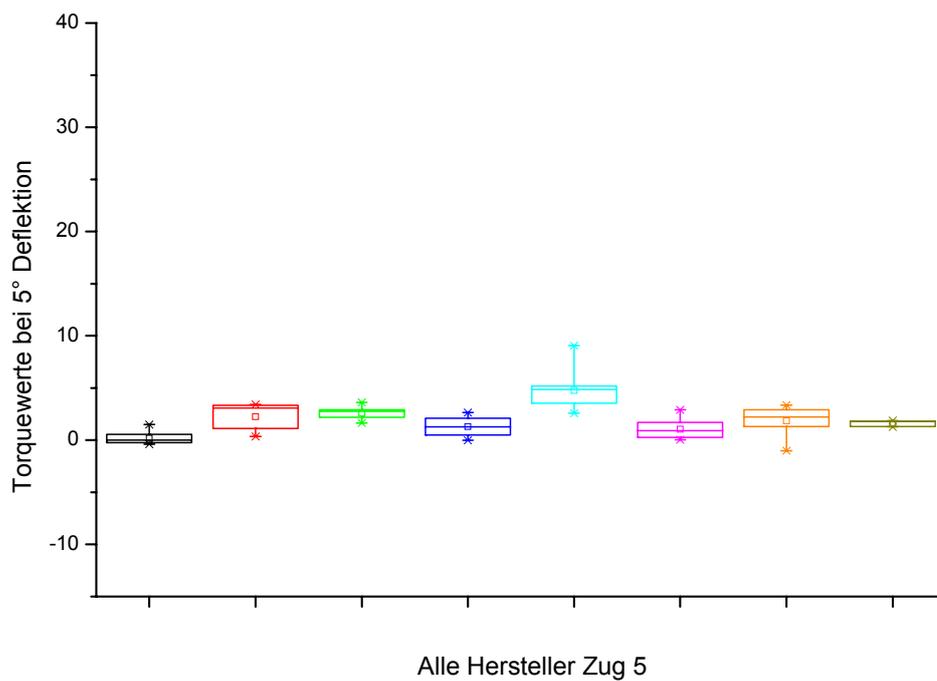
Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 4	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM			*				
GPC		*	*				
PU		*	*				
PC		*	*				
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 26: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 4

Tabelle 30: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 5. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 5	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM			*				
GPC		*	*				
PU			*				
PC		*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



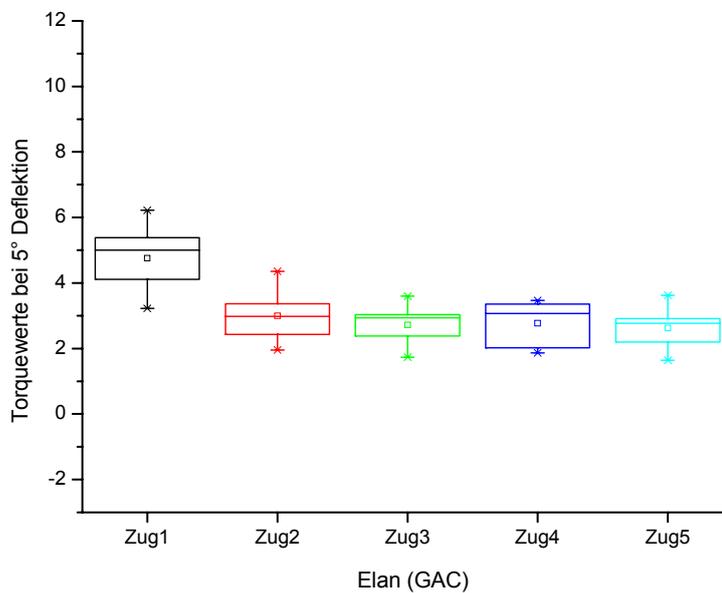
Grafik 27: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 5

8.4.2. Torquewerte bei 5° Deflektion herstellerintern

Die folgenden Tabellen zeigen die statistische Auswertung der Torquewerte bei 5° Deflektion herstellerintern, bei denen ein signifikanter Unterschied festgestellt wurde. Dabei wurde für jeden Hersteller jeder Zug gegen jeden geprüft.

*Tabelle 31: Torquewerte bei 5° Deflektion Elan (GAC). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.*

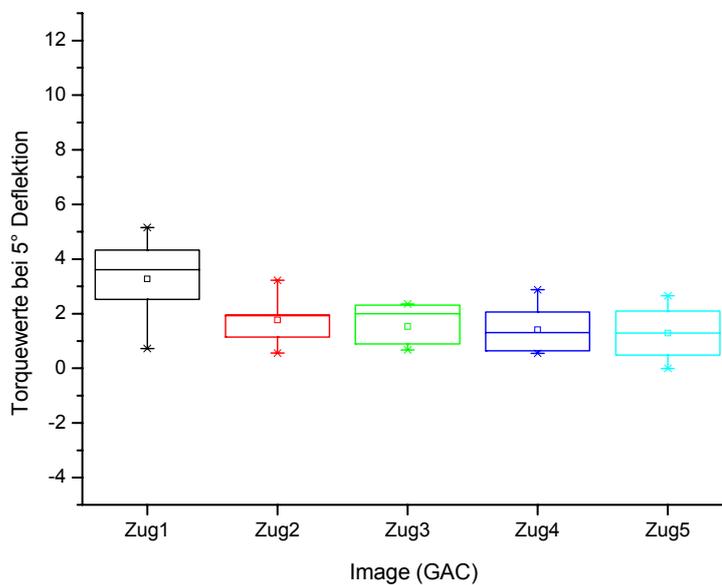
Torquewerte bei 5° Deflektion für KPCM – Elan (GAC)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2	*			
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*			



Grafik 28: Torquewerte bei 5° Deflektion für Elan (GAC)

Tabelle 32: Torquewerte bei 5° Deflektion Image (GAC). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

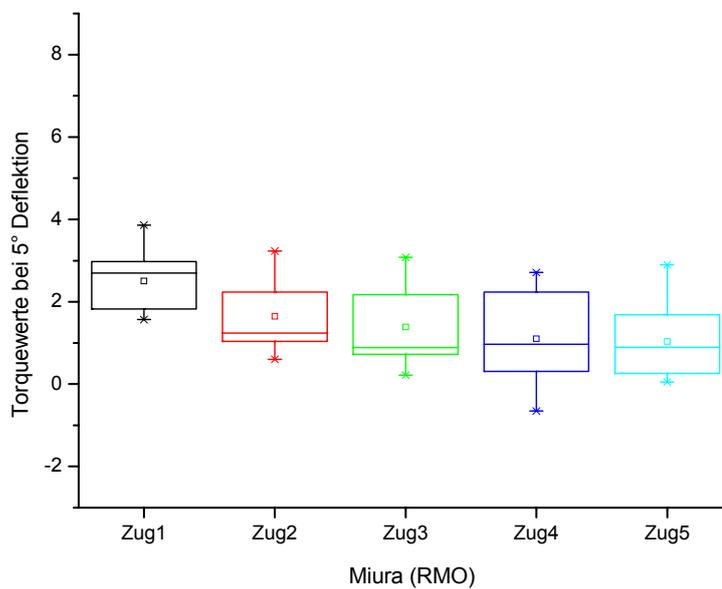
Torquewerte bei 5° Deflektion für GPC – Image (GAC)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2	*			
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*			



Grafik 29: Torquewerte bei 5° Deflektion für Image (GAC)

Tabelle 33: Torquewerte bei 5° Deflektion Miura (RMO). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Torquewerte bei 5° Deflektion für PC – Miura (RMO)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2	*			
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*			



Grafik 30: Torquewerte bei 5° Deflektion für Miura (RMO)

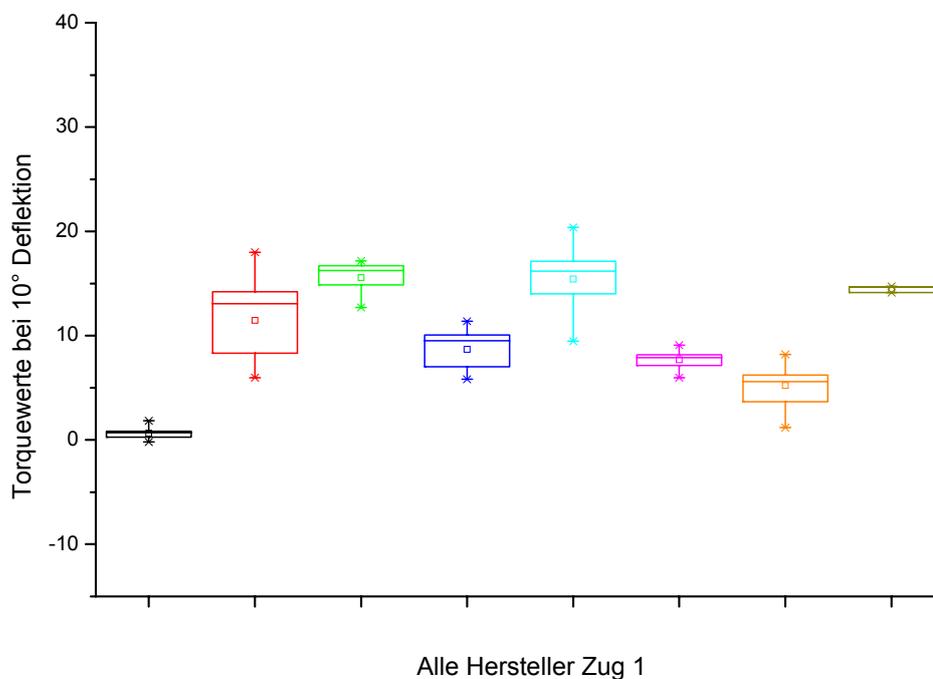
8.5. Torquewerte bei 10° Deflektion

8.5.1. Torquewerte bei 10° Deflektion gruppenübergreifend

Die Tabellen 34 bis 38 zeigen die signifikanten Unterschiede der ANOVA.

Tabelle 34: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 1. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

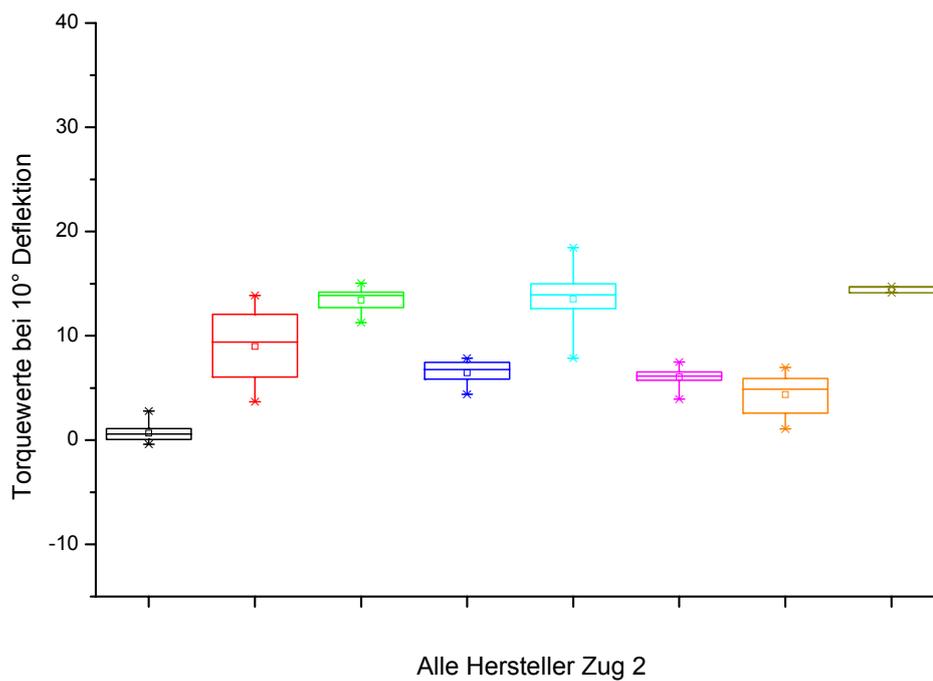
Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 1	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM							
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*				
PU	*	*	*	*	*		
PC	*	*	*	*		*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 31: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 1

Tabelle 35: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 2. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

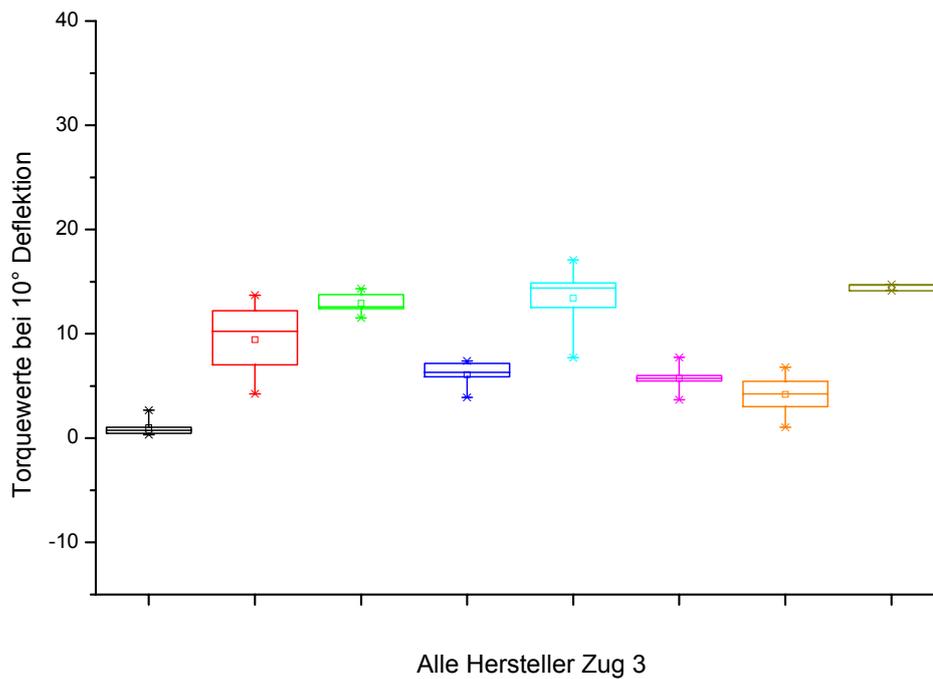
Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 2	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM							
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*				
PU	*	*	*	*	*		
PC	*	*	*	*		*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 32: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 2

Tabelle 36: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 3. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

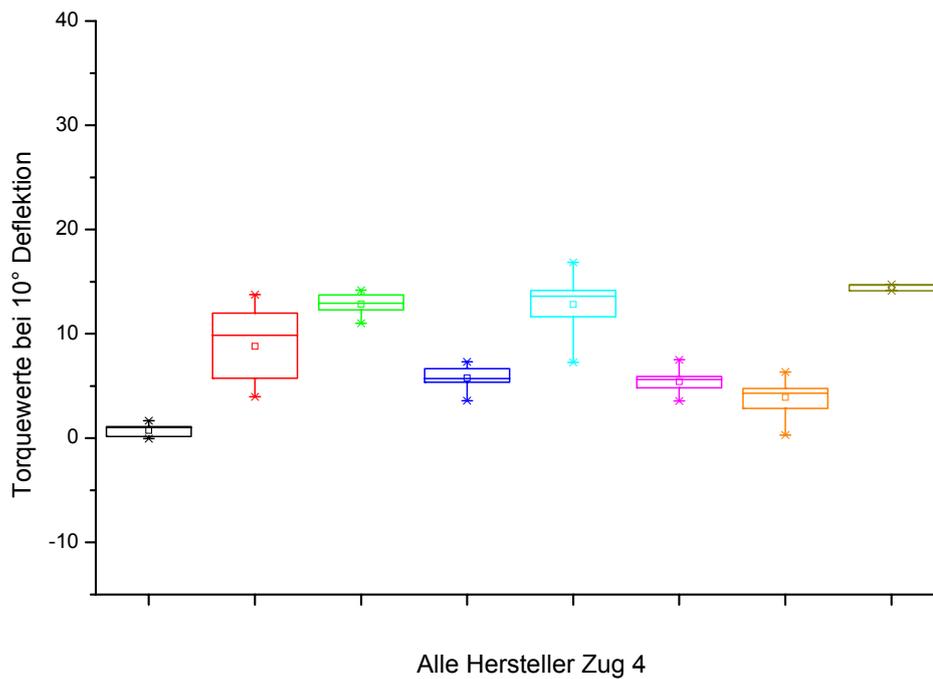
Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 3	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM							
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*	*		
PC	*	*	*	*		*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 33: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 3

Tabelle 37: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 4. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

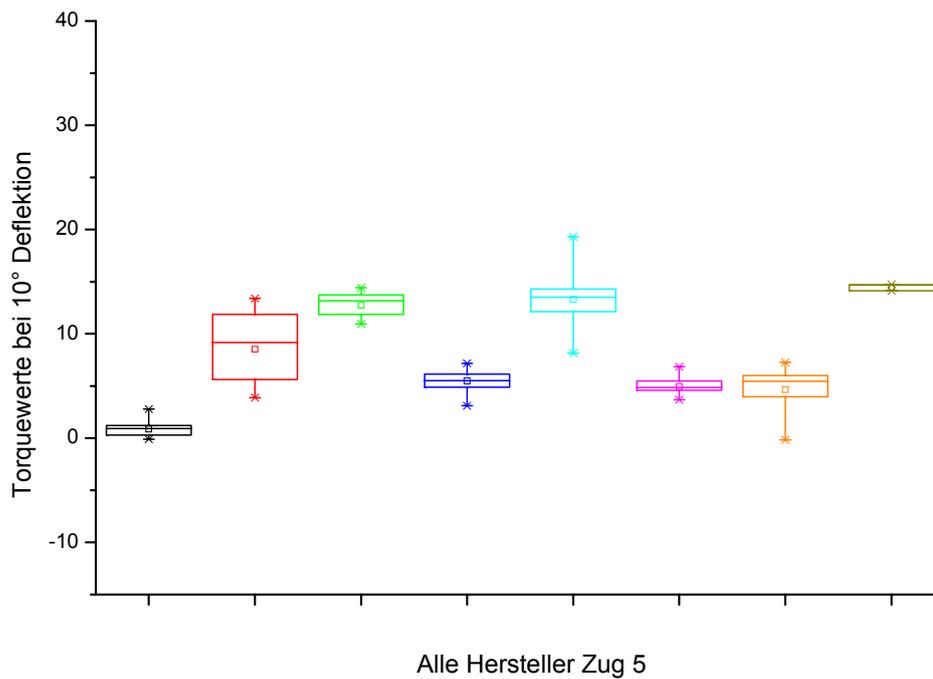
Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 4	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM							
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*	*		
PC	*	*	*	*		*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 34: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 4

Tabelle 38: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 5. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 5	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM							
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



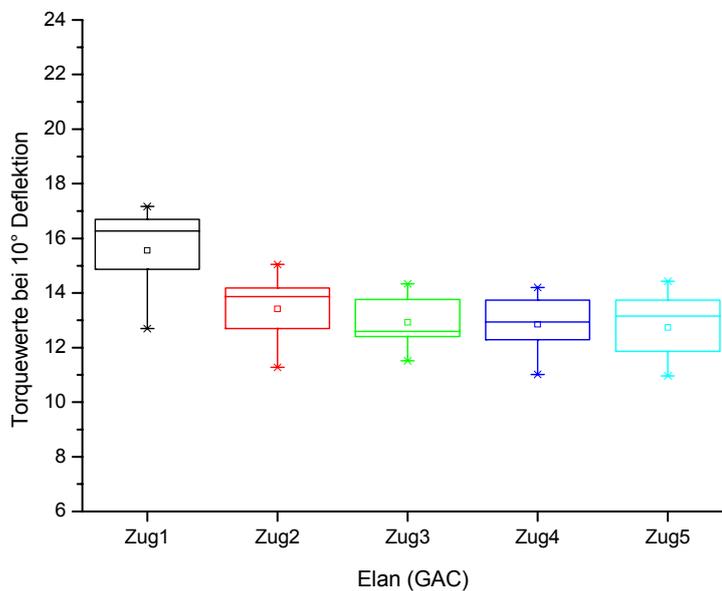
Grafik 35: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 5

8.5.2. Torquewerte bei 10° Deflektion herstellerintern

Die folgenden Tabellen zeigen die statistische Auswertung der Torquewerte bei 10° Deflektion herstellerintern, bei denen ein signifikanter Unterschied festgestellt wurde. Dabei wurde für jeden Hersteller jeder Zug gegen jeden geprüft.

*Tabelle 39: Torquewerte bei 10° Deflektion Elan (GAC). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.*

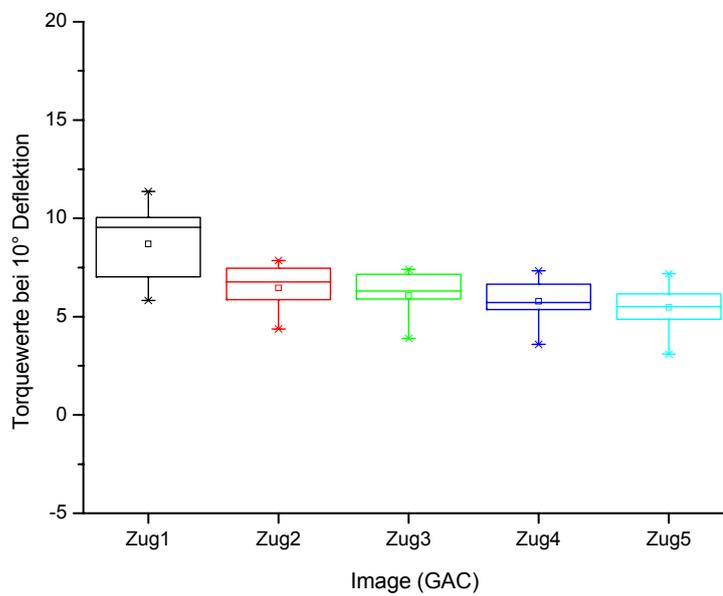
Torquewerte bei 10° Deflektion Elan (GAC)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2	*			
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*			



Grafik 36: Torquewerte bei 10° Deflektion für Elan (GAC)

Tabelle 40: Torquewerte bei 10° Deflektion Image (GAC).
Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

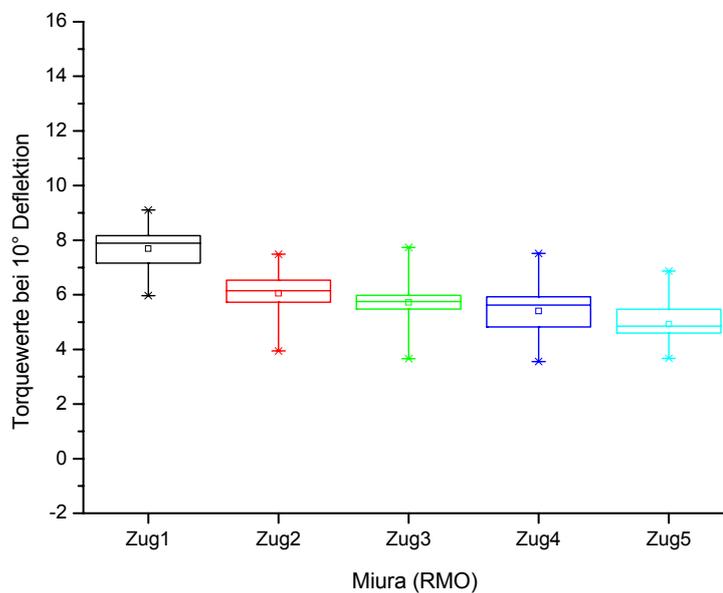
Torquewerte bei 10° Deflektion Image (GAC)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2	*			
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*			



Grafik 37: Torquewerte bei 10° Deflektion für Image (GAC)

Tabelle 41: Torquewerte bei 10° Deflektion Miura (RMO). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Torquewerte bei 10° Deflektion Miura (RMO)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2	*			
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*	*		



Grafik 38: Torquewerte bei 10° Deflektion für Miura (RMO)

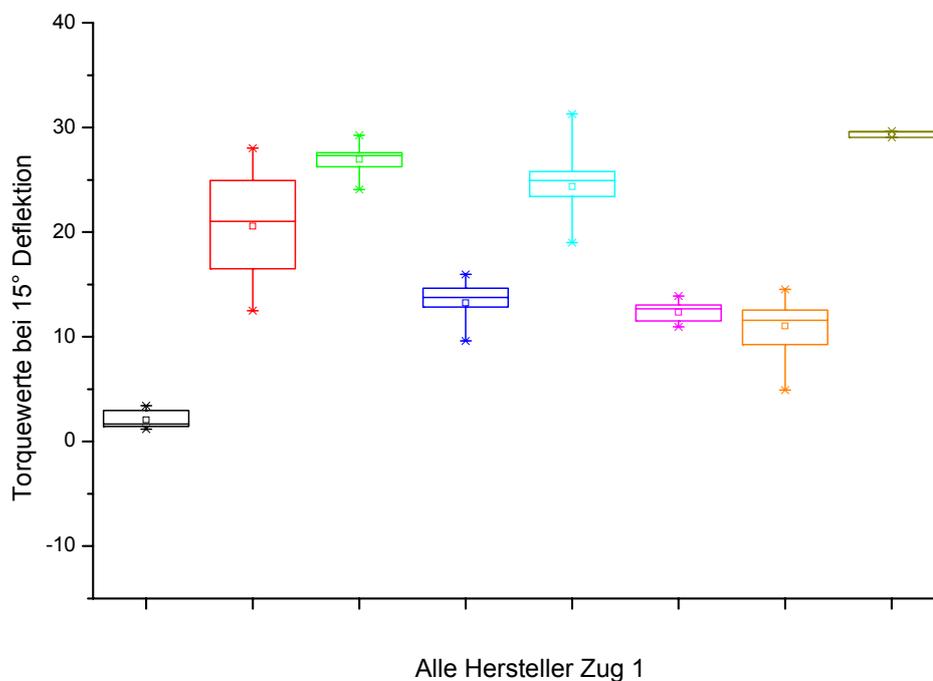
8.6. Torquewerte bei 15° Deflektion

8.6.1. Torquewerte bei 15° Deflektion gruppenübergreifend

Die Tabellen 42 bis 46 zeigen die signifikanten Unterschiede der ANOVA.

Tabelle 42: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 1. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

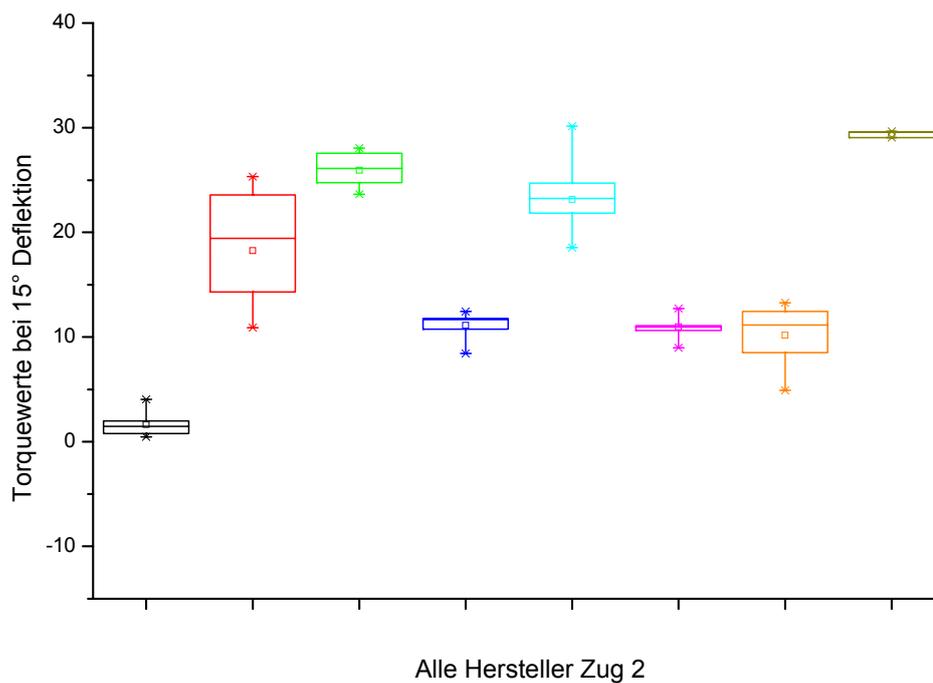
Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 1	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 39: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 1

Tabelle 43: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 2. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

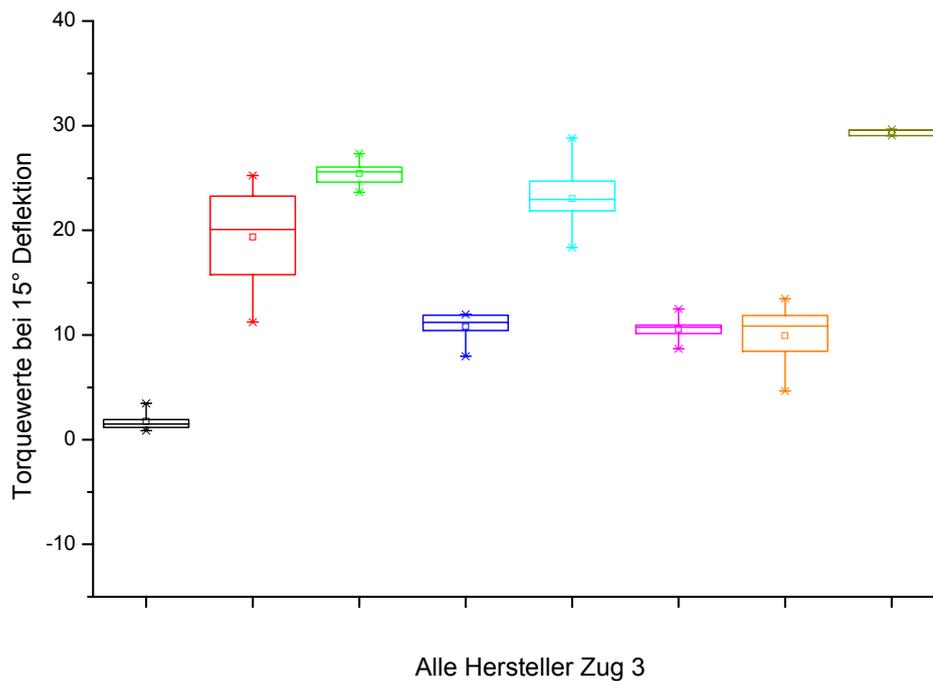
Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 2	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 40: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 2

Tabelle 44: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 3. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

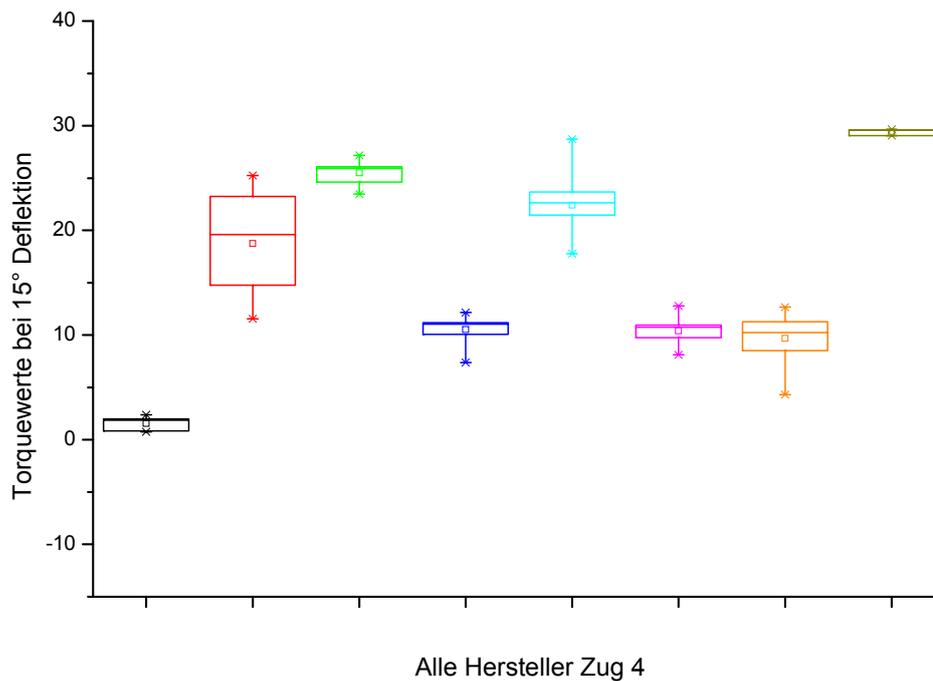
Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 3	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 41: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 3

Tabelle 45: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 4. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

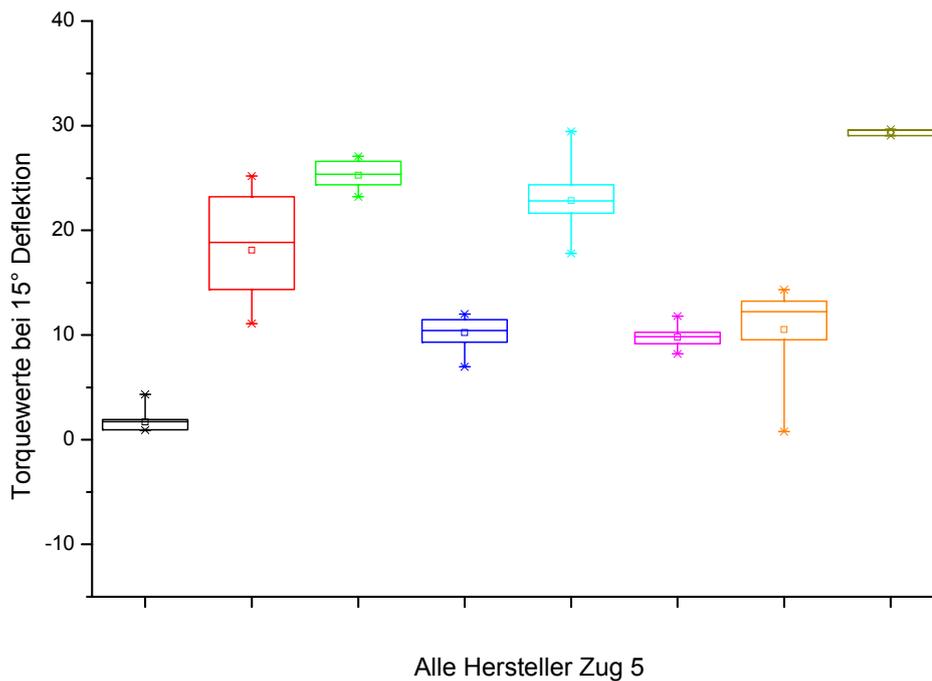
Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 4	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 42: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 4

Tabelle 46: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 5. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 5	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*	*				
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



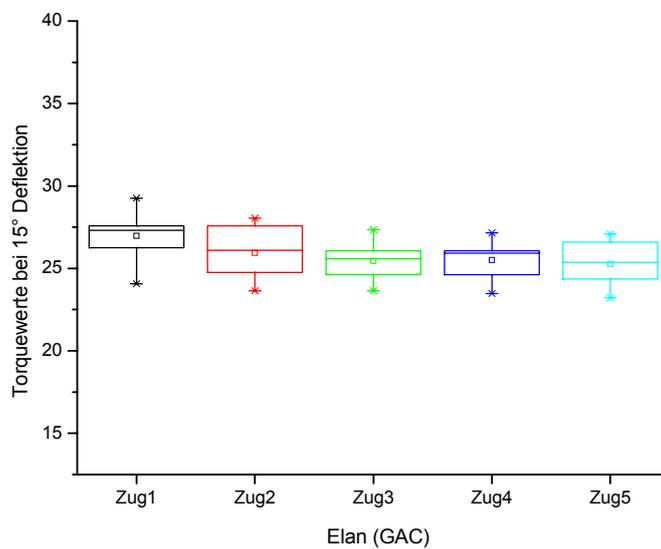
Grafik 43: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 5

8.6.2. Torquewerte bei 15° Deflektion herstellerintern

Die folgenden Tabellen zeigen die statistische Auswertung der Torquewerte bei 15° Deflektion herstellerintern, bei denen ein signifikanter Unterschied festgestellt wurde. Dabei wurde für jeden Hersteller jeder Zug gegen jeden geprüft.

*Tabelle 47: Torquewerte bei 15° Deflektion Elan (GAC). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.*

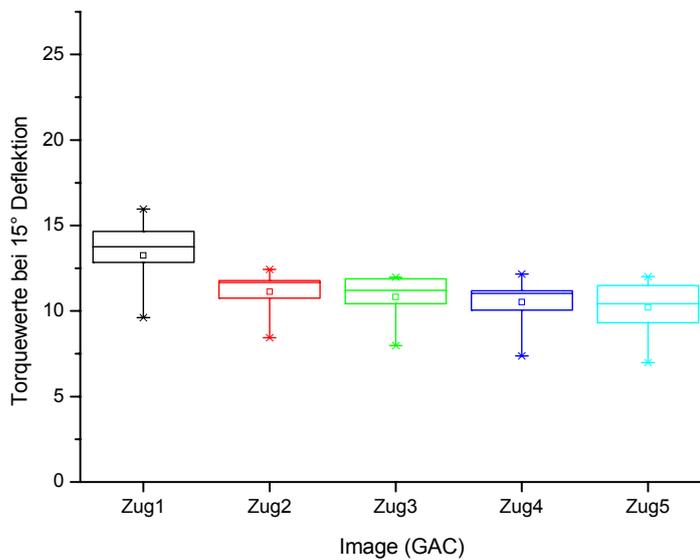
Torquewerte bei 15° Deflektion Elan (GAC)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2				
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*			



Grafik 44: Torquewerte bei 15° Deflektion für Elan (GAC)

Tabelle 48: Torquewerte bei 15° Deflektion Image (GAC).
Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

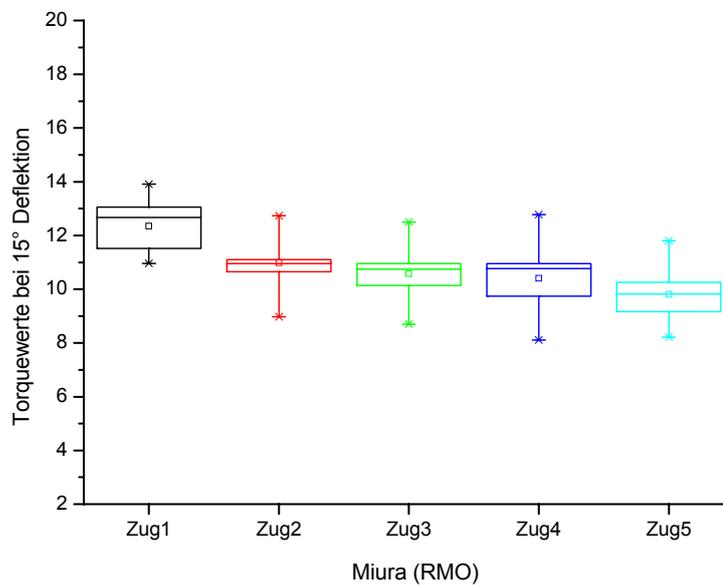
Torquewerte bei 15° Deflektion Image (GAC)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2	*			
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*			



Grafik 45: Torquewerte bei 15° Deflektion für Image (GAC)

Tabelle 49: Torquewerte bei 15° Deflektion Miura (RMO). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Torquewerte bei 15° Deflektion Miura (RMO)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2	*			
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*	*		



Grafik 46: Torquewerte bei 15° Deflektion für Miura (RMO)

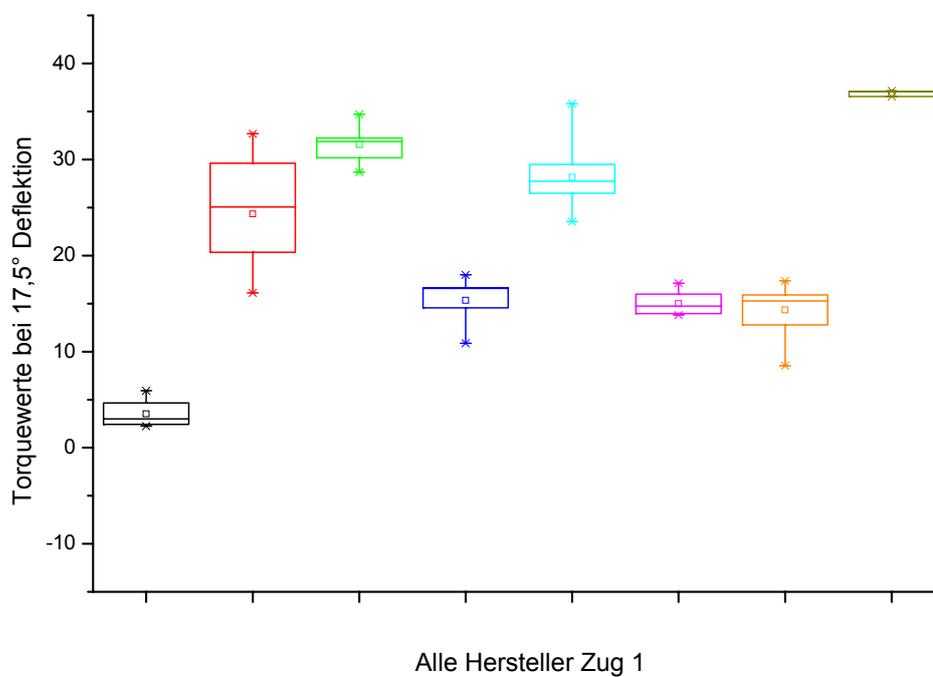
8.7. Torquewerte bei 17,5° Deflektion

8.7.1. Torquewerte bei 17,5° Deflektion gruppenübergreifend

Die Tabellen 50 bis 54 zeigen die signifikanten Unterschiede der ANOVA.

Tabelle 50: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 1. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

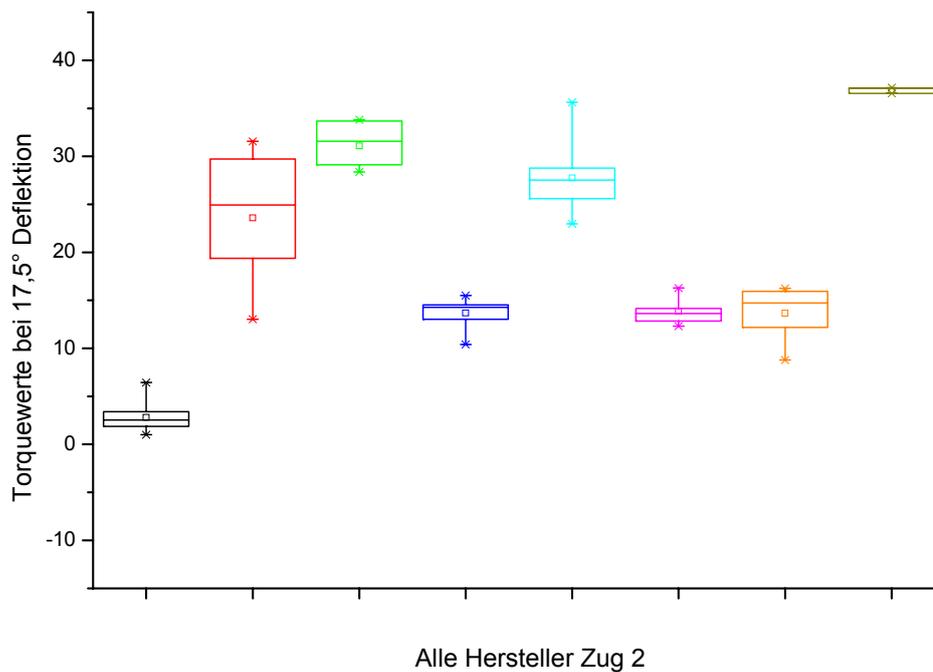
Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 1	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 47: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 1

Tabelle 51: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 2. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

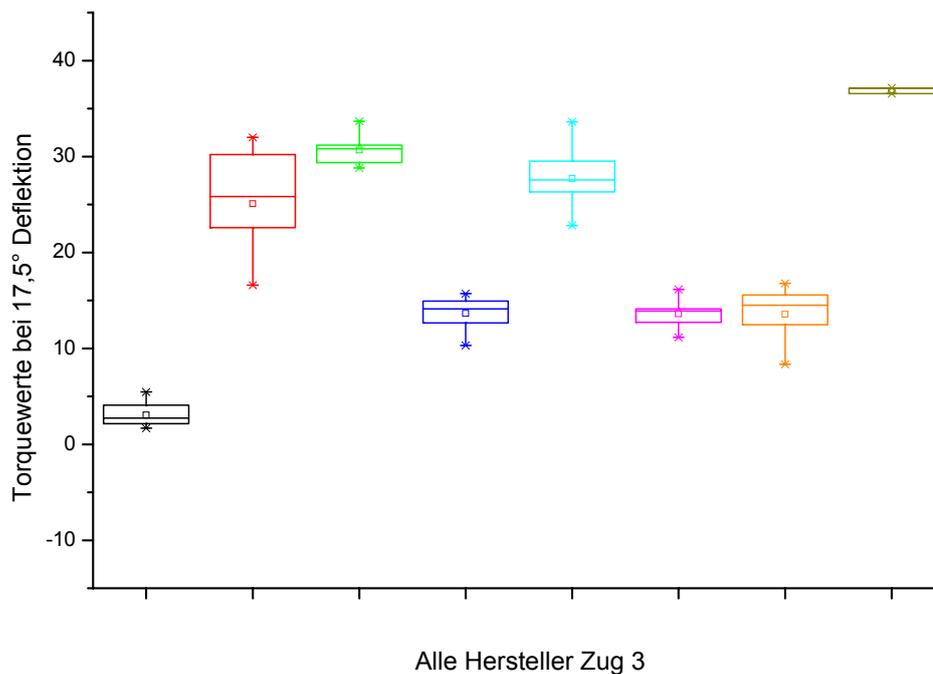
Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 2	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 48: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 2

Tabelle 52: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 3. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

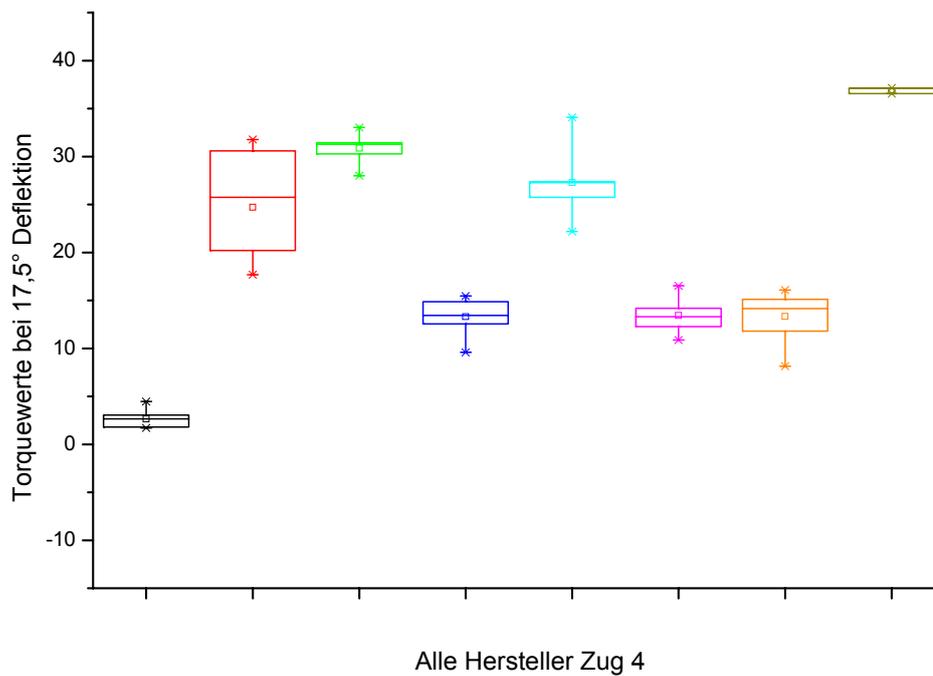
Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 3	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 49: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 3

Tabelle 53: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 4. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

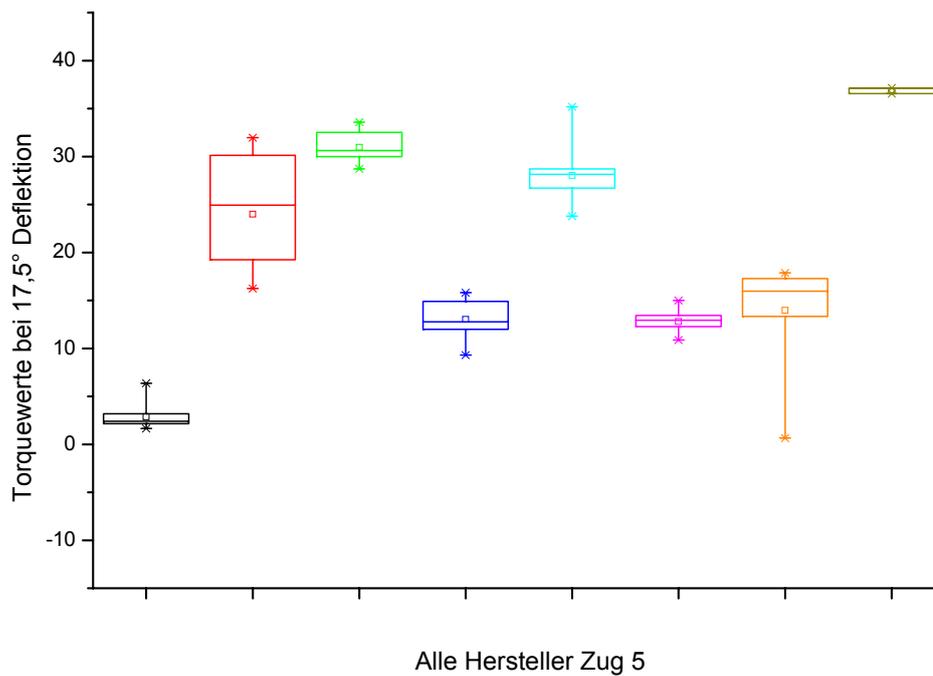
Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 4	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 50: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 4

Tabelle 54: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 5. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 5	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*	*					
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*			
PC	*	*	*	*			
KPC	*	*	*	*	*	*	*



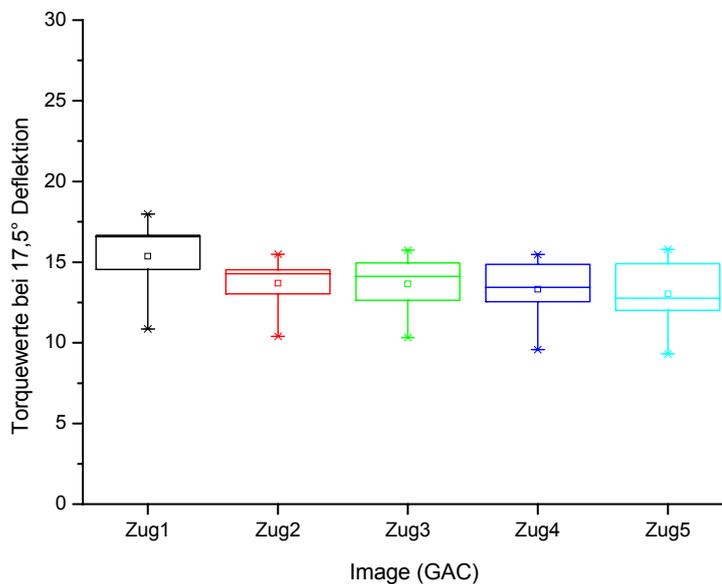
Grafik 51: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 5

8.7.2. Torquewerte bei 17,5° Deflektion herstellerintern

Die folgenden Tabellen zeigen die statistische Auswertung der Torquewerte bei 17,5° Deflektion herstellerintern, bei denen ein signifikanter Unterschied festgestellt wurde. Dabei wurde für jeden Hersteller jeder Zug gegen jeden geprüft:

*Tabelle 55: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Image (GAC). Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.*

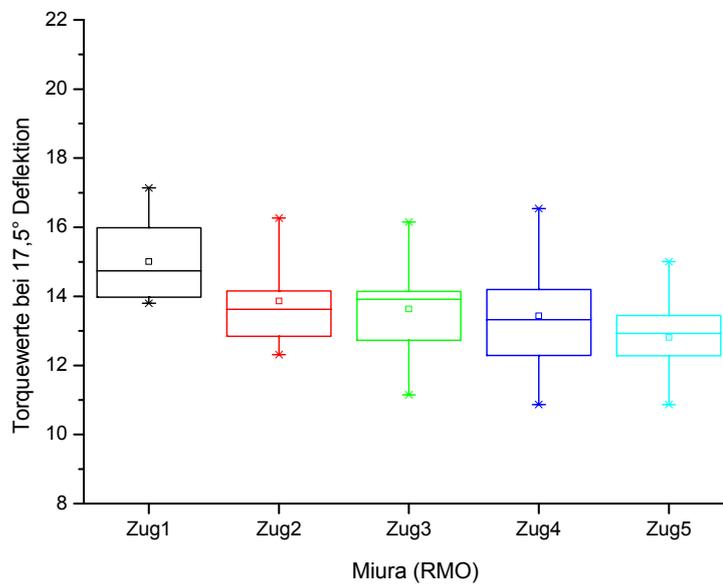
Torquewerte bei 17,5° Deflektion Image (GAC)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2				
Zug 3				
Zug 4	*			
Zug 5	*			



Grafik 52: Torquewerte bei 17,5° Deflektion für Image (GAC)

Tabelle 56: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Miura (RMO).
Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Torquewerte bei 17,5° Deflektion Miura (RMO)	Zug 1	Zug 2	Zug 3	Zug 4
Zug 2				
Zug 3	*			
Zug 4	*			
Zug 5	*			



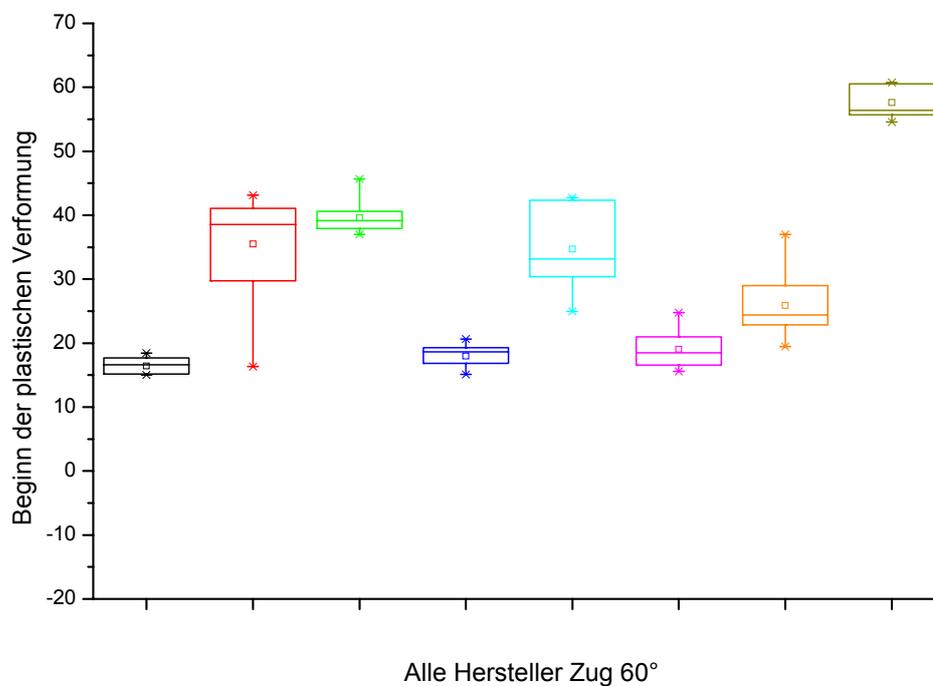
Grafik 53: Torquewerte bei 17,5° Deflektion für Miura (RMO)

8.8. Plastische Verformung

Die Tabelle 57 zeigt die signifikanten Unterschiede der ANOVA für $p = 0,05$.

Tabelle 57: Beginn der plastischen Verformung aller Hersteller. Die Auswertung ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den mit * gekennzeichneten Brackets.

Beginn der plastischen Verformung	ES	KPCM	PUM	GPCM	GPC	PU	PC
KPCM	*						
PUM	*	*					
GPCM	*						
GPC	*	*	*	*			
PU	*	*	*	*	*		
PC	*	*	*	*		*	
KPC	*	*	*	*	*	*	*



Grafik 54: Beginn der plastischen Verformung aller Hersteller

8.9. Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1 : Kraft-Weg-Diagramm für ein elastisches Material.
- Abbildung 2 : Torsionsapparat von Ødegaard et al. [51]
- Abbildung 3 : Miura von RMO
- Abbildung 4 : Silikon von American Orthodontics
- Abbildung 5 : Image von GAC
- Abbildung 6 : Elan von GAC
- Abbildung 7 : Elegance von Dentaureum
- Abbildung 8 : Esthetys Classic von RMO
- Abbildung 9 : Esthetys Gold von RMO
- Abbildung 10: Ormesh von Ormco
- Abbildung 11: Testapparat zur Messung des Belastungs-Deflektions-
-verhaltens von Brackets (nach Ødegaard et al., 1998)
- Abbildung 12: Aufbau der gesamten Versuchseinrichtung mit der Torque-
apparat und den Verbindungen zu der Zwick-Prüfmaschine,
dem Winkelmessgerät und dem PC

8.10. Tabellenverzeichnis

- Tabelle 1 : Untersuchte Brackets
- Tabelle 2 : Spiel des Drahtes im Bracketslot
- Tabelle 3 : Elastizität der Brackets
- Tabelle 4 : Torque von 15 Nmm
- Tabelle 5 : Torquewerte bei 5° Deflektion
- Tabelle 6 : Torquewerte bei 10° Deflektion
- Tabelle 7 : Torquewerte bei 15° Deflektion
- Tabelle 8 : Torquewerte bei 17,5° Deflektion
- Tabelle 9 : Mittelwerte und Standardabweichungen für das Drehmoment
[Nmm], bei dem die plastische Verformung beginnt
- Tabelle 10 : Spiel des Drahtes Zug 1 gruppenübergreifend

Tabelle 11	: Spiel Elegance (Dentaurum)
Tabelle 12	: Spiel Image (GAC)
Tabelle 13	: Spiel Miura (RMO)
Tabelle 14	: Spiel Silkon (American Orthodontics)
Tabelle 15	: Elastizität des Brackets Zug 1
Tabelle 16	: Elastizität des Brackets Zug 2
Tabelle 17	: Elastizität des Brackets Zug 3
Tabelle 18	: Elastizität des Brackets Zug 4
Tabelle 19	: Elastizität des Brackets Zug 5
Tabelle 20	: Elastizität Miura (RMO)
Tabelle 21	: Deflektion bei 15 Nmm Zug 1
Tabelle 22	: Deflektion bei 15 Nmm Zug 2
Tabelle 23	: Deflektion bei 15 Nmm Zug 3
Tabelle 24	: Deflektion bei 15 Nmm Zug 4
Tabelle 25	: Deflektion bei 15 Nmm Zug 5
Tabelle 26	: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 1
Tabelle 27	: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 2
Tabelle 28	: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 3
Tabelle 29	: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 4
Tabelle 30	: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 5
Tabelle 31	: Torquewerte bei 5° Deflektion Elan (GAC)
Tabelle 32	: Torquewerte bei 5° Deflektion Image (GAC)
Tabelle 33	: Torquewerte bei 5° Deflektion Miura (RMO)
Tabelle 34	: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 1
Tabelle 35	: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 2
Tabelle 36	: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 3
Tabelle 37	: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 4
Tabelle 38	: Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 5
Tabelle 39	: Torquewerte bei 10° Deflektion Elan (GAC)
Tabelle 40	: Torquewerte bei 10° Deflektion Image (GAC)
Tabelle 41	: Torquewerte bei 10° Deflektion Miura (RMO)
Tabelle 42	: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 1

Tabelle 43	: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 2
Tabelle 44	: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 3
Tabelle 45	: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 4
Tabelle 46	: Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 5
Tabelle 47	: Torquewerte bei 15° Deflektion Elan (GAC)
Tabelle 48	: Torquewerte bei 15° Deflektion Image (GAC)
Tabelle 49	: Torquewerte bei 15° Deflektion Miura (RMO)
Tabelle 50	: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 1
Tabelle 51	: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 2
Tabelle 52	: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 3
Tabelle 53	: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 4
Tabelle 54	: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 5
Tabelle 55	: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Image (GAC)
Tabelle 56	: Torquewerte bei 17,5° Deflektion Miura (RMO)
Tabelle 57	: Beginn der plastischen Verformung aller Hersteller

8.11. Grafikverzeichnis

Grafik 1	: Kraft-Weg-Diagramm des 60°-Zuges
Grafik 2	: Ausschnitt aus den Steigungen der Regressionsgeraden von Elegance (Dentaurum) Zug 1
Grafik 3	: Regressionsgeraden aller acht Brackettypen für Zug 1
Grafik 4	: Deflektion bei 15 Nmm Torque von Elegance (Dentaurum) Zug 1
Grafik 5	: Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 1
Grafik 6	: Darstellung der Mittelwertkurven und Regressionsgeraden (Torque in Nmm und Verformung in Grad) für alle untersuchten Brackets des 60°-Zuges
Grafik 7	: Spiel des Drahtes im Bracketslot gruppenübergreifend Zug 1
Grafik 8	: Spiel Elegance (Dentaurum)
Grafik 9	: Spiel Image (GAC)
Grafik 10	: Spiel Miura (RMO)

- Grafik 11 : Spiel Silkon (American Orthodontics)
Grafik 12 : Elastizität Zug 1
Grafik 13 : Elastizität Zug 2
Grafik 14 : Elastizität Zug 3
Grafik 15 : Elastizität Zug 4
Grafik 16 : Elastizität Zug 5
Grafik 17 : Elastizität Miura (RMO)
Grafik 18 : Deflektion bei 15 Nmm Zug 1
Grafik 19 : Deflektion bei 15 Nmm Zug 2
Grafik 20 : Deflektion bei 15 Nmm Zug 3
Grafik 21 : Deflektion bei 15 Nmm Zug 4
Grafik 22 : Deflektion bei 15 Nmm Zug 5
Grafik 23 : Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 1
Grafik 24 : Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 2
Grafik 25 : Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 3
Grafik 26 : Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 4
Grafik 27 : Torquewerte bei 5° Deflektion Zug 5
Grafik 28 : Torquewerte bei 5° Deflektion für Elan (GAC)
Grafik 29 : Torquewerte bei 5° Deflektion für Image (GAC)
Grafik 30 : Torquewerte bei 5° Deflektion für Miura (RMO)
Grafik 31 : Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 1
Grafik 32 : Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 2
Grafik 33 : Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 3
Grafik 34 : Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 4
Grafik 35 : Torquewerte bei 10° Deflektion Zug 5
Grafik 36 : Torquewerte bei 10° Deflektion für Elan (GAC)
Grafik 37 : Torquewerte bei 10° Deflektion für Image (GAC)
Grafik 38 : Torquewerte bei 10° Deflektion für Miura (RMO)
Grafik 39 : Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 1
Grafik 40 : Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 2
Grafik 41 : Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 3
Grafik 42 : Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 4

- Grafik 43 : Torquewerte bei 15° Deflektion Zug 5
- Grafik 44 : Torquewerte bei 15° Deflektion für Elan (GAC)
- Grafik 45 : Torquewerte bei 15° Deflektion für Image (GAC)
- Grafik 46 : Torquewerte bei 15° Deflektion für Miura (RMO)
- Grafik 47 : Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 1
- Grafik 48 : Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 2
- Grafik 49 : Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 3
- Grafik 50 : Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 4
- Grafik 51 : Torquewerte bei 17,5° Deflektion Zug 5
- Grafik 52 : Torquewerte bei 17,5° Deflektion für Image (GAC)
- Grafik 53 : Torquewerte bei 17,5° Deflektion für Miura (RMO)
- Grafik 54 : Beginn der plastischen Verformung aller Hersteller

9. DANKSAGUNG

Für die freundliche Bereitstellung des Themas sowie die Möglichkeit, Einrichtungen der Poliklinik für Kieferorthopädie nutzen zu dürfen, möchte ich mich bei Frau Prof. Kahl-Nieke herzlich bedanken.

Mein Dank gilt weiterhin Herrn Dr. Khonsari und Herrn Prof. Klocke für die sehr hilfreiche Unterstützung sowie die wertvollen Anregungen und Ideen zur Anfertigung dieser Dissertation.

10. LEBENS LAUF**Personalien**

Name: Matthias Möller
Geboren: 23.07.1973 in Itzehoe
Adresse: Am Butterberg 13
21335 Lüneburg
Email: info@m-moeller.de
Familienstand: verheiratet
Staatsbürgerschaft: deutsch

Praxis

seit 04/2007 Weiterbildungsassistent der Kieferorthopädie
bei Dres. Röhling / Bielefeld
02/2004- 03/2007 Zahnarzt in der Oppland Fylkeskommune –
Tannhelsetjenesten, Tannklinikken Dovre,
Norwegen

Ausbildung

02/2004 Norwegische Autorisation
01/2004 Norwegisches Sprachexamen der Universität
Oslo
08/2003 Staatsexamen Zahnmedizin an der Universität
Hamburg / Approbation als Zahnarzt
06/1993 Abitur an der Auguste-Victoria-Schule in
Itzehoe
07/1980 – 06/1984 Grundschule in Münsterdorf

Zivildienst

01/1994 – 03/1995 Deutscher Kinderschutzbund e.V. in Itzehoe

EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG:

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe. Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift: 