

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Universität Würzburg
Direktorin: Prof. Dr. med. dent. Angelika Stellzig-Eisenhauer

**Evaluation der Haftfestigkeit und des Debondingverhaltens einer neu
entwickelten Bracketbasis im Basis- und Methodenvergleich**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Verena Marie Wetzel
aus Crailsheim

Würzburg, Juli 2021

Referentin: Prof. Dr. Angelika Stellzig-Eisenhauer

Korreferent: Prof. Dr. Uwe Gbureck

Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 21.12.2021

Die Promovendin ist Zahnärztin

In Liebe und Dankbarkeit meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Stand der Technik in der Brackettherapie	1
1.2	Entwicklung und Herstellung von Brackets	2
1.3	Das MIM-Verfahren	3
1.4	Einflussfaktoren auf die MIM-Prozesskette	6
2	Material und Methoden	11
2.1	Brackets	11
2.1.1	BioQuick	11
2.1.2	Micro Sprint mit Hakenbasis	12
2.1.3	Micro Sprint mit Stotzenbasis	13
2.1.4	Equilibrium mini	13
2.1.5	In-Ovation mini	14
2.2	Adhäsivsysteme	15
2.2.1	Transbond XT	15
2.2.2	Kurasper F	15
2.2.3	GC Ortho Connect	16
2.3	Haftfestigkeitsprüfungen	16
2.3.1	Abscherprüfungen	17
2.3.1.1	Rinderzähne	17
2.3.1.2	Kunststoffringe	23
2.3.2	Abzugprüfungen	27
2.3.2.1	Rinderzähne	27
2.3.2.2	Kunststoffringe	31
2.3.3	Statistische Auswertung	32
2.4	Adhesive Remnant Index	33

2.4.1	Statistische Auswertung	34
3	Ergebnisse	35
3.1	Abscherprüfungen.....	36
3.1.1	Abscherprüfungen von Rinderzähnen	37
3.1.2	Abscherprüfungen von Kunststoffringen	41
3.2	Abzugprüfungen.....	45
3.2.1	Abzugprüfungen von Rinderzähnen	45
3.2.2	Abzugprüfungen von Kunststoffringen	49
3.3	Adhesive Remnant Index.....	54
3.3.1	Abscherversuche.....	55
3.3.1.1	Rinderzähne.....	56
3.3.1.2	Kunststoffringe	60
3.3.2	Abzugversuche.....	63
3.3.2.1	Rinderzähne.....	65
3.3.2.2	Kunststoffringe	67
4	Diskussion.....	72
4.1	Diskussion der Methode	72
4.2	Diskussion der Ergebnisse	78
4.3	Beurteilung der Hypothesen	88
5	Zusammenfassung	90
6	Literaturverzeichnis.....	91
Appendix		
I	Abkürzungsverzeichnis	
II	Abbildungsverzeichnis	
III	Tabellenverzeichnis	
IV	Danksagung	

V Lebenslauf

VI Eigene Veröffentlichungen und Kongressteilnahme

1 Einleitung

1.1 Stand der Technik in der Brackettherapie

Bereits 1868 konnte die Multibandtherapie in Form von orthodontischen Bändern in kieferorthopädische Behandlungskonzepte eingeführt werden. Nachdem Newman 1965 die Adhäsivtechnik in den kieferorthopädischen Bereich inkludieren konnte, wurde 1970 erstmals beschrieben, Brackets mithilfe der Schmelz-Ätz-Technik auf den Zahnschmelz zu kleben (SANDER et al. 2011). Um diese Technik optimal nutzen zu können, ist neben verschiedenen Einflussfaktoren, wie der Vorbehandlung des Zahnschmelzes oder der vollständigen Trockenlegung vor dem Klebeprozess, vor allem das Adhäsiv und die Bracketbasis entscheidend. Da Metallbrackets mit dem Zahn keinen chemischen Verbund eingehen können, müssen die Basen hinreichend mikromechanische Retention bieten (DIEDRICH & DICKMEIß 1983).

In der Vergangenheit wiesen Metallbrackets perforierte Basen auf, deren Perforationen das Adhäsiv pilzartig durchdringen konnte. Problematisch hierbei war, dass vor allem am Bracketflügel häufig Adhäsivüberschüsse auftraten und sich eine erhöhte Plaqueretention ergab (DIEDRICH & DICKMEIß 1983). Im Gegensatz zu der damaligen Basisgestaltung werden inzwischen andere Methoden zur Bracketherstellung angewandt, welche sich je nach Basis unterscheiden können. Die Basisdesigns reichen von hakenförmigen Hinterschneidungen über mesh- und laserstrukturierte Oberflächen bis hin zu stotzenförmigen Gestaltungen (LUDWIG & GLASL 2009; SHARMA et al. 2014). Durch ein darauffolgendes Sandstrahlen kann eine Steigerung der Haftfestigkeit des Verbundes zwischen Bracket, Adhäsiv und Zahn erlangt werden. Dies wirkt sich auch bei der Wiederbefestigung von gelösten Brackets positiv auf die Festigkeit aus. Schwierigkeiten können durch die Gefahr der Korrosion und einer damit verbundenen Verfärbung des Adhäsivs sowie des Zahnschmelzes auftreten (DIEDRICH & DICKMEIß 1983; MILLETT et al. 1993).

1.2 Entwicklung und Herstellung von Brackets

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden verschiedene Metallbrackets mit unterschiedlichen Basisdesigns in Hinblick ihrer Haftfestigkeit untersucht. Die Eigenschaften der Brackets sind abhängig von ihrer Entwicklung und Herstellung. Metallbrackets werden mithilfe des Metallpulverspritzgusses hergestellt. Das Metal Injection Moulding (MIM) ermöglicht eine „wirtschaftliche Herstellung kleiner Bauteile in komplexer Geometrie mit Bohrungen und Hinterschneidungen“ (BERNHARD FÖRSTER GMBH o. J.). Diese komplexen Geometrien sind durch andere Verfahren nur mittels eines mehrstufigen Herstellungsprozesses produzierbar. Die fünf Teilschritte zur Bracketherstellung aus Einzelteilen werden in Abbildung 1 dargestellt. Im ersten Schritt wird der Bracketkörper aus Profilmaterial zerspannt. Anschließend gilt es die Lotscheibe zu stanzen. Das Padmaterial wird zuerst gestanzt und im Anschluss geprägt. Im vorletzten Bearbeitungsschritt wird das Knopfhäkchen mittels Drehen hergestellt. Aus diesen Einzelteilen kann im Folgenden das Bracket gelötet werden (SALK et al. 2017). Dieser langwierige Prozess bietet durch die verschiedenen Einzelschritte einen erhöhten Aufwand zur Bracketherstellung sowie eine stärkere Fehleranfälligkeit. Des Weiteren wird durch das Löten einerseits eine Schwachstelle geschaffen und andererseits können durch das Lötmaterial Korrosionen entstehen und somit zu Reaktionen des oralen Systems führen (BOEGER o. J.; LUDWIG & GLASL 2009).

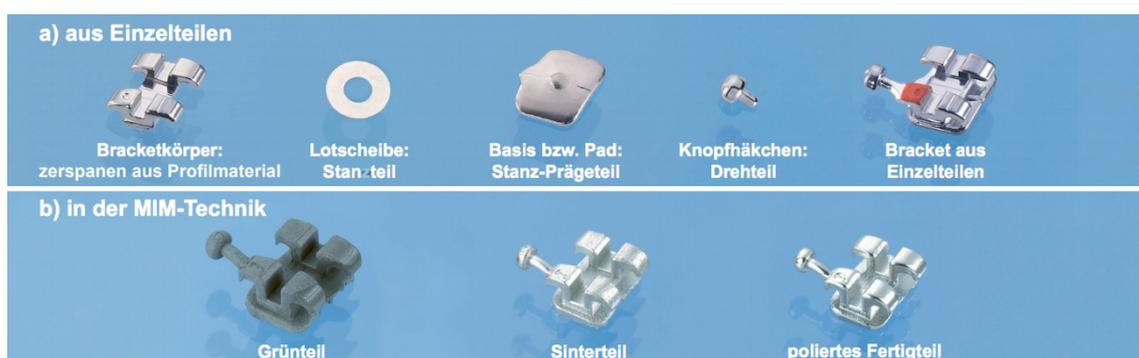


Abbildung 1: Verfahren der Bracketherstellung a) aus Einzelteilen und b) in der MIM-Technik. Übernommen aus (SALK et al. 2017) mit Erlaubnis von Forestadent 2021.

1.3 Das MIM-Verfahren

Mithilfe des Metallpulverspritzgusses lassen sich komplexe Brackets innerhalb einer Prozesskette herstellen. Durch den schnellen Produktionsprozess ist es besonders für die Herstellung von kleinen und diffizilen Bauteilen, welche zum Beispiel Bohrungen, Hinterschneidungen oder Zahnungen enthalten, in großen Stückzahlen geeignet. Das MIM-Verfahren entstammt dem Prinzip des Kunststoffspritzgusses. Durch die Verwendung von sehr feinem Metallpulver kann das Verfahren zur Anfertigung von metallischen Bauteilen herangezogen werden (OBI-MAJOR DE 2018).

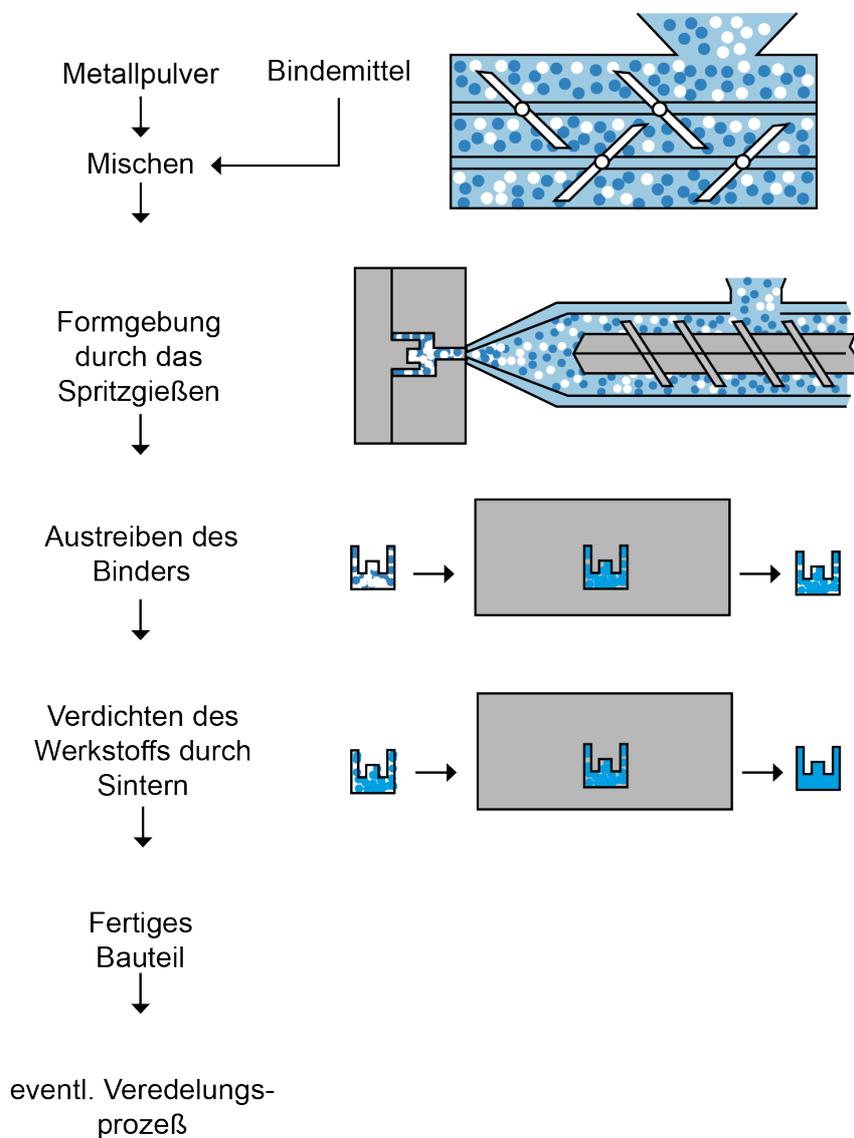


Abbildung 2: Schematische Darstellung der MIM-Prozesskette modifiziert nach (BERNHARD FÖRSTER GMBH o. J.) mit Erlaubnis von Forestadent 2021.

Abbildung 2 zeigt schematisch den MIM-Prozess zur Bracketherstellung. Als Ausgangselemente werden ein feines Metallpulver sowie ein Binder benötigt. Um gesundheitliche Reaktionen zu vermeiden und ein Bracket zu gewährleisten, das auch bei Patienten mit Nickelallergie zum Einsatz kommen kann, sollte bei der Wahl des Metallpulvers auf nickelfreie Materialien Wert gelegt werden. Ein möglicher nickelfreier Edelstahl wäre zum Beispiel die Legierung PANACEA (protection against nickel allergy, corrosion, erosion and abrasion) mit der Zusammensetzung X15CrMnMoN17.11.3 (MAXON MOTOR GMBH 2013; OPTIMIM 2018b).

Bei der Auswahl des Binders muss auf verschiedene Eigenschaften geachtet werden. Zum einen gilt es auf eine gute Benetzung des Metallpulvers zu achten, sodass das Zustandekommen einer homogenen Masse gesichert ist. Außerdem dürfen keine chemischen Reaktionen stattfinden, die im weiteren Prozessverlauf die Entbinderung erschweren. Um das Bracket vor Schäden bei seiner Entnahme aus den jeweiligen Maschinen zu schützen, darf nur eine geringe Adhäsion zur Kavität gegeben sein (GERMAN 1990).

Im ersten Schritt des MIM-Verfahrens wird somit das Metallpulver mit dem Binder zu einer homogenen Masse namens Feedstock vermischt. Ist diese Homogenität nicht gegeben, kann es zu Fehlern bei der Bauteilabbildung kommen. Dabei spielt das richtige Verhältnis zwischen Metallpulver und Binder eine entscheidende Rolle. Kommt es, wie in Abbildung 3 dargestellt, zu einem Überschuss an Binder, kann zum einen keine ausreichende Festigkeit des Brackets gewährleistet werden, zum anderen ist ein nur unvollständiges Zusammenwachsen der Metallpulverpartikel während des Sintervorgangs zu erwarten. Ein zu niedriger Binderanteil kann jedoch zu Einschlüssen von Hohlräumen und somit zu einer veränderten Qualität der Bauteile führen und dadurch die Schrumpfung beeinflussen (KLOCKE 2015).

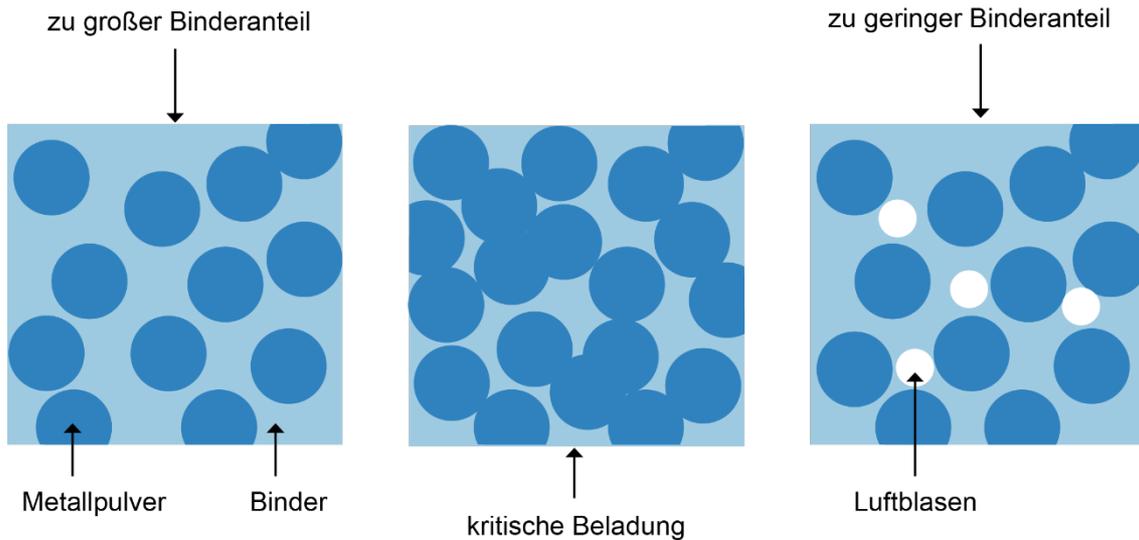


Abbildung 3: Mischen des Metallpulvers und des Binders in verschiedenen Mischungsverhältnissen, modifiziert nach (KLOCKE 2015) mit Erlaubnis von Springer Nature 2021.

Nach der Herstellung des Feedstocks kann dieser im Rahmen des Spritzgussvorgangs in eine Negativform gepresst werden. Um die Form vollständig auszufüllen, wird nach der Befüllung der Kavität kontinuierlich Feedstock nachgegeben (KLOCKE 2015). Der thermoplastische Binder vermindert hierbei jedoch die Abfallproduktion, da der Anguss regeneriert und somit wiederverwendet werden kann (BERNHARD FÖRSTER GMBH o. J.). Nachdem das Werkstück abgekühlt ist, kann die Maschine geöffnet und das Bauteil entnommen werden. Abbildung 4 stellt einen Querschnitt einer Spritzgussmaschine und deren Funktionsweise dar.

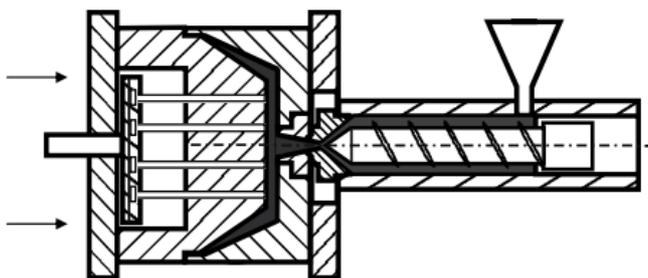


Abbildung 4: Schematische Darstellung einer Spritzgussmaschine, modifiziert nach (MICHAELI & LETTOWSKY 2009) mit Erlaubnis von Springer Nature 2021.

Das nach dem Spritzgießen entstandene Werkstück wird als Grünteil bezeichnet. Die Geometrie des Grünteils ist kongruent zu dem endgültigen Bracket, hat jedoch durch den noch vorhandenen Binderanteil eine differierende Abmessung

gegenüber jenem. Infolge der nachfolgenden Prozesse des Entbinderns und Sinterns verliert das Werkstück 10–20 % seiner Größe (BERNHARD FÖRSTER GMBH o. J.). Beim Entbindern wird dem Grünteil der Binder ausgetrieben. Dies kann auf verschiedene Arten und Weisen durchgeführt werden, häufig ist jedoch eine Kombination verschiedener Prozessschritte und somit ein mehrstufiger Vorgang. In diesem Falle erfolgt der erste Schritt durch eine Zugabe von Lösungsmittel und somit einer chemischen Austreibung des Binders. Hierbei wird ein Großteil des Binders entfernt, was zu einer gewissen Porosität des Werkstücks führt. Im zweiten Schritt kommt es zu einer Erwärmung des Bauteils und somit einer thermischen Entbinderung (KLOCKE 2015). Das dadurch gewonnene Bauteil wird als Braunteil bezeichnet (MEBUS MIM-TECHNIK GMBH 2010).

Um eine Abnahme der Porosität und die restliche Eliminierung des Binders zu gewährleisten, folgt der Sintervorgang. Im Zuge dessen wird das Braunteil unter Wärmezufuhr bei einer Temperatur nahe des Schmelzpunktes des Materials unter Druck gesintert (OPTIMIM 2018a). Somit kann eine Dichte von über 95 % und die endgültige Größe des Brackets erzielt werden (KLOCKE 2015). Im Anschluss an den Prozess des Metallpulverspritzgusses sind weitere Bearbeitungsschritte sowie eine Oberflächenveredelung der Bauteile möglich (BERNHARD FÖRSTER GMBH o. J.).

1.4 Einflussfaktoren auf die MIM-Prozesskette

Damit ein qualitativ hochwertiges Endergebnis und somit ein den vorhergegangenen Planungen entsprechendes Bracket herstellbar ist, ist ein geregelter und problemloser Ablauf des MIM-Prozesses von entscheidender Bedeutung. Innerhalb der Produktionskette gibt es verschiedene Einflussgrößen, welche Effekte auf die Fertigung und dementsprechend auf die Materialeigenschaften haben. Im Falle eines Ausfalls oder Produktionsproblems gilt es diese Größen zu kennen und in einer Art und Weise zu optimieren, dass die einzelnen Schritte der Prozesskette problemlos durchlaufen werden können (PETZOLDT 2013).

Abbildung 5 stellt eine Übersicht der verschiedenen Einflussfaktoren auf den MIM-Prozess und dementsprechend der Qualität der entstehenden Bauteile dar.

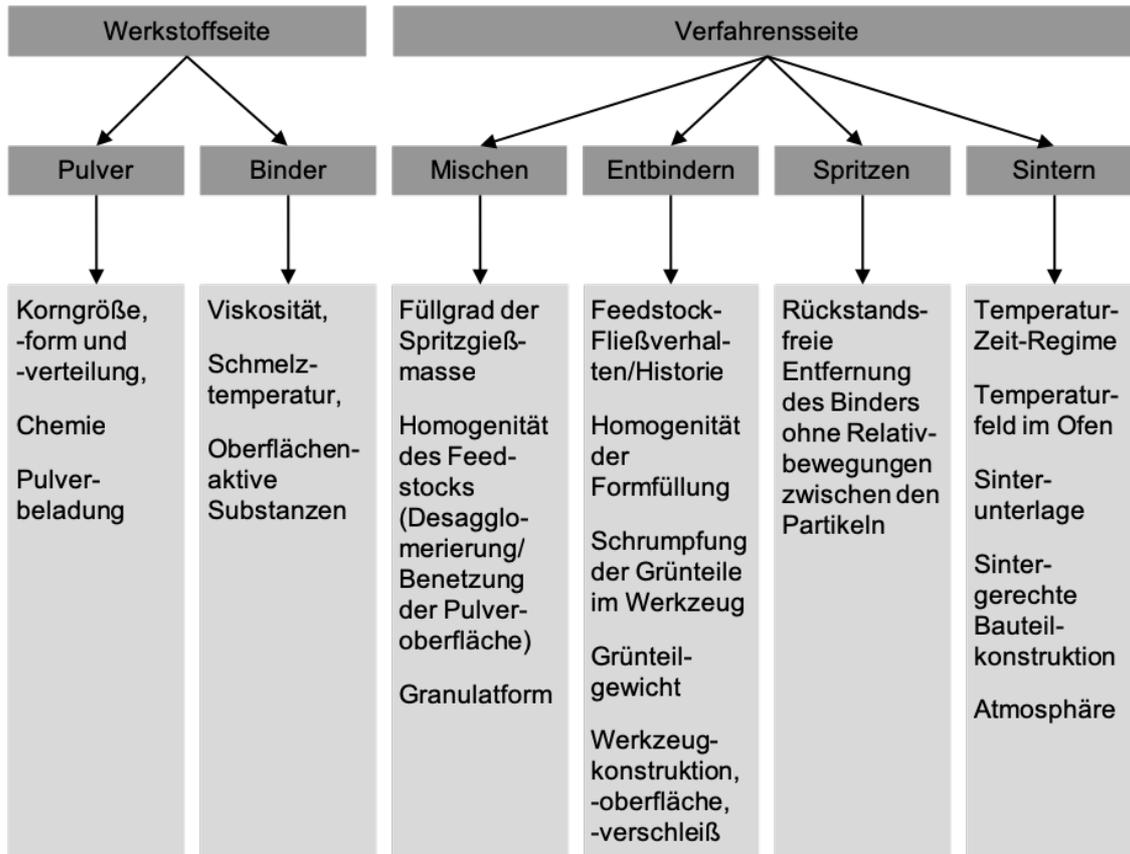


Abbildung 5: Werkstoff- und verfahrensseitige Einflussfaktoren auf den MIM-Prozess und die hergestellten Bauteile, modifiziert nach (PETZOLDT 2013) mit Erlaubnis von Prof. Petzoldt 2021.

Häufig sind diese Faktoren jedoch nicht einzeln zu betrachten, sondern stehen in einer gewissen Abhängigkeit zueinander (PETZOLDT 2013). Um die Qualität des Bauteils zu sichern, gilt es zu Beginn der Fertigung Prüfpläne zur Ermittlung der verschiedenen Messdaten und zur Dokumentation des Fertigungsprozesses anzulegen. Infolgedessen ist eine Rückverfolgbarkeit der unterschiedlichen Chargen und eine schnellere Fehlererfassung gewährleistet (PETZOLDT 2013).

Das Metallpulver und der Binder werden hinsichtlich ihrer Eigenschaften und ihrer Einflussfaktoren auf die Fertigung unterschieden. Zu den Einflussfaktoren zählen die chemische Zusammensetzung und die Partikelgrößenverteilung des Pulvers. Beide dieser Eigenschaften haben einen unmittelbaren Einfluss auf die Materialeigenschaften des Bauteils. Die Partikelgrößenverteilung ist entscheidend für den zuzugebenden Binderanteil. Umso feiner das gewählte Pulver, desto mehr Binder wird zum Erreichen einer ähnlichen Viskosität benötigt. Dies

beeinflusst wiederum die Schrumpfung, die beim Entbinder- und Sintervorgang auftritt (PETZOLDT 2013).

Nach dem Durchmengen des Pulvers und des Binders wird das Gemisch als Feedstock bezeichnet. Bei der Herstellung des Feedstocks ist eine vollständige Homogenität unerlässlich. Bereits kleine Abweichungen zwischen verschiedenen Chargen führen zu unterschiedlichen Schrumpfungsfaktoren und somit zu veränderten Materialeigenschaften (PETZOLDT 2013). Des Weiteren ist bei der Anmischung des Feedstocks auf einen konstanten Anteil des Regranulats zu achten, sodass die Materialeigenschaften möglichst konstant gehalten werden können. Als Regranulat wird Granulat bezeichnet, welches bspw. aus dem Anguss von vorherigen Spritzgüssen stammt und wiederverwendet wird. Nach einmaliger Regranulation kommt es zu einer Reduzierung der Maße des Bauteils, was darauf schließen lässt, dass die Feedstockhomogenität durch die Beimischung von Regranulat erhöht wird. Wird der Feedstock jedoch mehrmals regranuliert, bewirkt es eine Alterung des Polymers, das im Binder enthalten ist, und somit veränderte Werkstoffeigenschaften (PETZOLDT 2013).

Im weiteren Verlauf des MIM-Prozesses gilt es bei dem Prozessschritt des Spritzgießens auf eine adäquate Fehlerminimierung zu achten. Fehler in diesem Abschnitt können nur schwer nivelliert werden und sind somit zu vermeiden. Zu diesen Fehlern zählen beispielsweise ein unstimmgiges Bauteildesign, eine nicht einheitliche Wandstärke, innere Spannungen, Risse oder Verzüge (EUROPEAN POWDER METALLURGY ASSOCIATION 2018). In einigen Werkstücken ist jedoch eine variierende Wandstärke nicht vermeidbar. In diesen Fällen gilt es auf sanfte Übergänge zu achten. Weiterhin spielt ein korrekter Anguss mit einem Strömungsweg von dicken zu dünnen Abschnitten eine entscheidende Rolle, um die Auftretenswahrscheinlichkeit von Hohlräumen und Spannungsstellen zu minimieren. Das Auftreten von Spannungskonzentrationen kann nicht nur durch den Aufguss bedingt werden, sondern sie treten ebenfalls auf, wenn die Bauteilgeometrie scharfe Innenkanten enthält. Deshalb sollte beim Geometrieentwurf auf die Wahl entsprechend großer Radien geachtet werden (EUROPEAN POWDER METALLURGY ASSOCIATION 2018). Zusätzlich zum Bauteildesign bergen fehlerhafte Werkzeuge oder eine unsachgemäße Bedienung der Spritzgussmaschine Fehlerpotenziale.

Beispiele hierfür sind die Entmischung des Feedstocks, unvollständige Kavität-füllungen, Lunker oder Lufteinschlüsse (PETZOLDT 2013). Zuletzt sollte neben einer konstanten Dosierzeit auf eine möglichst gleichmäßige Temperatur am Standort der Maschine und des Kühlwassers geachtet werden (EUROPEAN POWDER METALLURGY ASSOCIATION 2018).

Um ein einheitlich qualitativ hochwertiges Werkstück herstellen zu können, ist es unerlässlich, regelmäßige Prüfungen durchzuführen. Hierzu zählen zum Beispiel die Verschleißprüfung des Werkzeugs, die Prüfung der Bauteiltoleranzen sowie Vergleiche der Grünteildimensionen mit den zu Beginn der Produktion festgelegten Prüfparametern (DE GEE JR. 1972; FIEß 2017; GUST 2014). Eine Veränderung des Grünteilgewichts kann exemplarisch auf eine Entmischung des Feedstocks und somit abweichenden Materialeigenschaften schließen lassen (SCHWENZEL & PETZOLDT 2009).

Hypothesen

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit einem Vergleich der Haftfestigkeiten verschiedener Brackets und Adhäsivsysteme. Hierbei werden diverse Testreihen untersucht, die sich hinsichtlich der Versuchsart und der verwendeten Untergrundmaterialien unterscheiden. Um einen schlüssigen und evidenten Versuchsaufbau zu gewährleisten und die Ergebnisse sinnvoll einordnen zu können, ist es vonnöten, eine Leitlinie zu schaffen. Diese Leitlinie soll durch die folgenden Hypothesen Gestalt annehmen und durch ihre darauffolgende Beurteilung in Kapitel 4.3 eine Übersicht der zuvor beschriebenen Ergebnisse liefern.

- Die Haftfestigkeiten und das Debondingverhalten der neu entwickelten Stotzenbasis in Verbindung mit dem Bracket Micro Sprint sind vergleichbar mit den bereits etablierten Bracketbasen und Brackets.

- Zwischen den verschiedenen Bracketbasen bestehen Unterschiede der jeweiligen Haftfestigkeiten und ihrem Debondingverhalten.

- Die Haftfestigkeiten der abgesicherten Brackets sind signifikant höher als bei den Abzugversuchen.
- Die Haftfestigkeiten und das Debondingverhalten der unterschiedlichen Adhäsivsysteme sind vergleichbar.

2 Material und Methoden

2.1 Brackets

Für die Messungen der Haftfestigkeit unter Abscher- und Abzugkräften wurden fünf verschiedene Brackets ausgewählt und getestet. Die Brackets unterscheiden sich unter anderem hinsichtlich ihrer Größe, ihrer Basisfläche sowie ihres Torques und ihrer Angulation. Mit den Brackets BioQuick, Micro Sprint und einer Variante des Micro Sprint Brackets mit eingefügter Stotzenbasis sind drei Brackets der Firma Forestadent (Pforzheim, Deutschland) in der vorliegenden Studie vertreten. Ein weiteres in Deutschland gefertigtes Bracket ist das Equilibrium mini von Dentaforum (Ispringen, Deutschland). Das fünfte Bracket In-Ovation mini gehört zum Sortiment der Firma Dentsply Sirona (New York, USA). Für die Versuche kamen Brackets für Unterkieferinzisivi zum Einsatz. Eine Ausnahme stellte das Bracket BioQuick dar. Hier wurden, um einen Vergleich zur Studie „Scherhaftfestigkeit von kieferorthopädischen Brackets mit unterschiedlichem Design der Basis“ von MAXIMILIAN DIEMER anstellen zu können, OK1-Brackets verwendet (DIEMER 2016).

2.1.1 BioQuick

Das BioQuick Bracket (Referenznummer (Ref): 730-0101, Charge: 32513005) ist ein selbstligierendes Edelstahlbracket der Firma Forestadent und wird momentan in der vierten Generation hergestellt. Die Basis des BioQuick Brackets verfügt über hakenförmige Hinterschneidungen zur sicheren Haftung am Zahn sowie einen umlaufenden Padrand. Abbildung 6 zeigt das Bracket in der Basisansicht und der Aufsicht. Die projizierte Basisfläche wurde von Forestadent mit 11,179 mm² angegeben. Der Torque liegt bei +12° und die Angulation bei +5° (FIEß 2017).

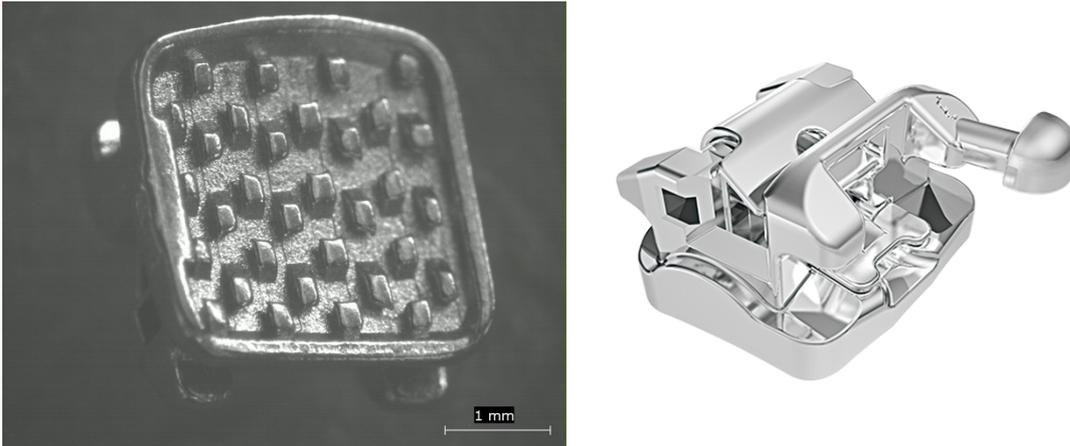


Abbildung 6: BioQuick Bracket der Firma Forestadent. Links: Mikroskopische Aufnahme des BioQuick Brackets in der Basisansicht; Rechts: Darstellung des BioQuick Brackets in der Aufsicht. Übernommen aus (FORESTADENT 2019a) mit Erlaubnis von Forestadent 2021.

2.1.2 Micro Sprint mit Hakenbasis

Das Micro Sprint Bracket (Ref: 783-1201, Charge: 01618004) ist ebenso ein Edelstahlbracket der Firma Forestadent. In Abbildung 7 lässt sich die hakenförmige Basis des Micro Sprint Brackets erkennen, die sich durch mesio-distale Schrägen auszeichnet.

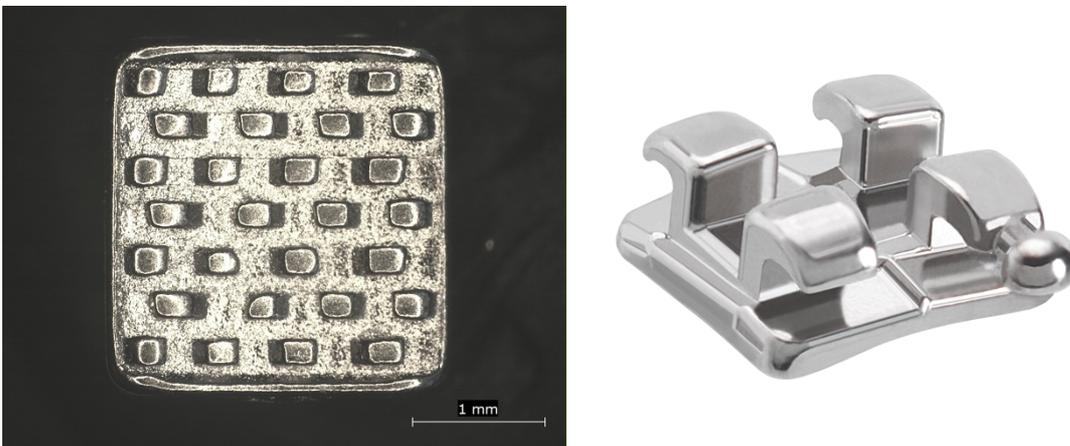


Abbildung 7: Micro Sprint Bracket der Firma Forestadent. Links: Mikroskopische Aufnahme des Micro Sprint Brackets in der Basisansicht; Rechts: Darstellung des Micro Sprint Brackets in der Aufsicht. Übernommen aus (FORESTADENT 2019b) mit Erlaubnis von Forestadent 2021.

Die projizierte Basisfläche wird mit $6,97 \text{ mm}^2$ angegeben. Um die Brackets optimal unterscheiden zu können, und sie dem jeweiligen Zahn zuordenbar sind, ist eine farbige Markierung am disto-gingivalen Flügel angebracht. Das Bracket verfügt über einen Torque und eine Angulation von jeweils 0° (FIEß 2017).

2.1.3 Micro Sprint mit Stotzenbasis

Anhand des Micro Sprint Brackets konnte eine neu entwickelte Stotzenbasis realisiert werden. Der Aufbau und die verwendeten Materialien des Micro Sprints wurden beibehalten, sodass die Größe mit einer projizierten Basisfläche von $6,97 \text{ mm}^2$ und die generellen Eigenschaften identisch sind. Ebenso ist zur Orientierung gingival eine Farbmarkierung angebracht und Torque und Angulation bleiben bei 0° . Die Basis ist wie in Abbildung 8 dargestellt durch einen umlaufenden Padrand sowie Stotzen in unterschiedlicher Ausdehnung gekennzeichnet (FIEß 2017).

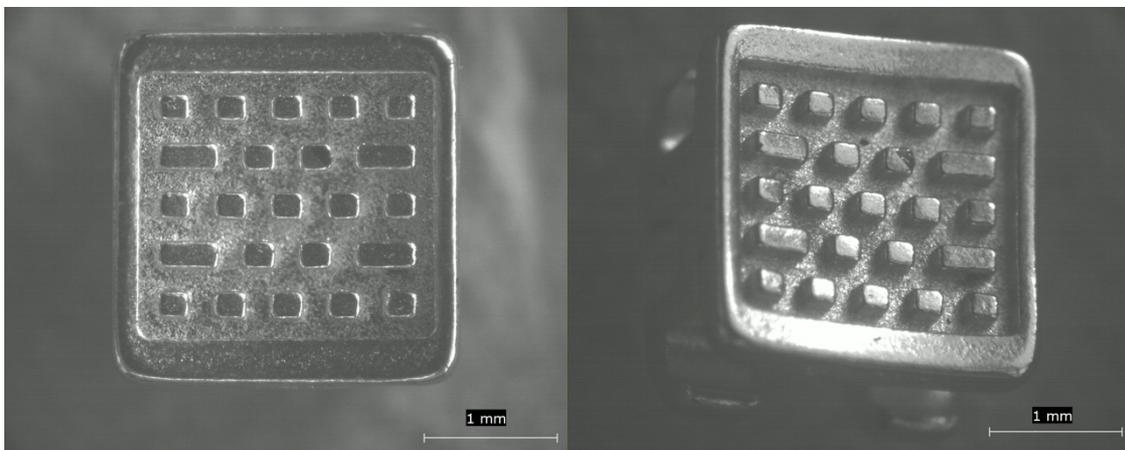


Abbildung 8: Mikroskopische Aufnahmen des Micro Sprint Brackets mit Stotzenbasis in der Basisansicht.

2.1.4 Equilibrium mini

Das Bracket Equilibrium mini (Ref: 722-401-42, Charge: 463817) ist ein Edelstahlbracket der Firma Dentaureum. Es zeichnet sich durch seine patentierte Laserretention aus, die durch Mikro- und Makroretentionen eine optimale Haftfestigkeit gewährleisten soll. Abbildung 9 zeigt das Bracket in der Basisansicht und in der Aufsicht. Außerdem ist von basal die Lasermarkierung zur einfacheren Identifikation und Positionierung zu sehen. Mit -1° Torque und einer Angulation von 0° , ist das Equilibrium mini 41 gut mit den weiteren Brackets der vorliegenden Arbeit zu vergleichen. Die projizierte Basisfläche beträgt in diesem Fall $7,02 \text{ mm}^2$ (DENTAURUM 2017; LIETZ 2016).

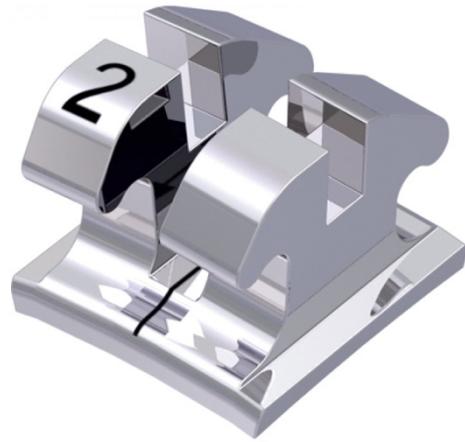
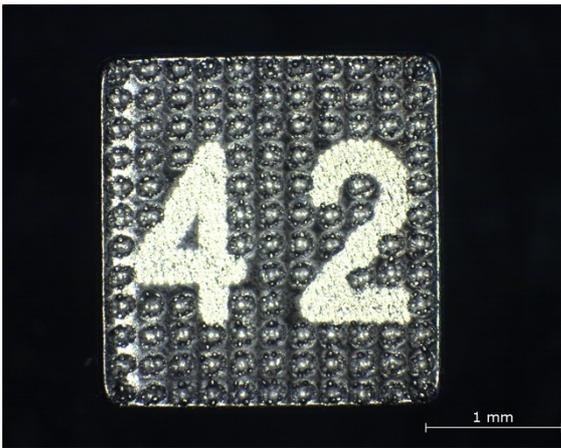


Abbildung 9: Equilibrium mini Bracket der Firma Dentaureum. Links: Mikroskopische Aufnahme des Equilibrium mini Brackets in der Basisansicht; Rechts: Darstellung des Equilibrium mini Brackets in der Aufsicht. Übernommen aus (DENTAURUM 2019) mit Erlaubnis von Dentaureum 2021.

2.1.5 In-Ovation mini

Mit dem In-Ovation mini (Ref: 191-312-00, Charge: 20150511) wurde ein Bracket der Firma Dentsply Sirona in die Untersuchung aufgenommen. Es verfügt über eine 80 Gauge Single-Mesh Klebebasis, die zusätzlich sandgestrahlt wird, und eine per Laser eingeätzte Palmer-Notation (siehe Abbildung 10).

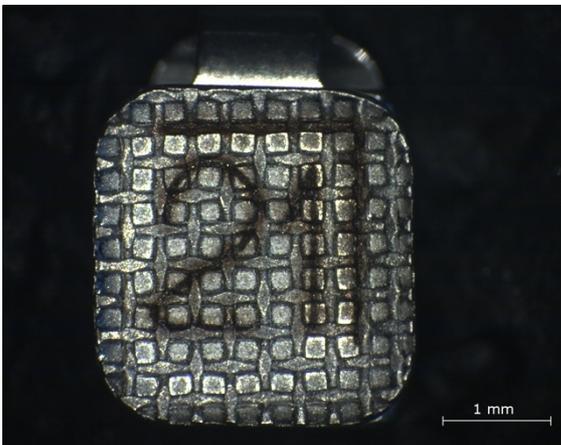


Abbildung 10: In-Ovation mini Bracket der Firma Dentsply Sirona. Links: Mikroskopische Aufnahme des In-Ovation mini Brackets in der Basisansicht; Rechts: Darstellung des In-Ovation mini Brackets in der Aufsicht. Übernommen aus (DENTSPLY SIRONA 2019) mit Erlaubnis von Dentsply Sirona 2021.

Die projizierte Basisfläche wird hierbei mit $9,12 \text{ mm}^2$ angegeben. Eine weitere Vereinfachung der Zuordnung der jeweiligen Brackets ist durch einen Farbpunkt

am disto-gingivalen Flügel gegeben. Das Bracket In-Ovation mini Unterkiefer1/2 weist einen Torque von -1° und eine Angulation von 2° auf (BROSIG 2017).

2.2 Adhäsivsysteme

2.2.1 Transbond XT

Transbond XT ist ein lichthärtendes Adhäsivsystem der Firma 3M (St. Paul, USA) mit deutscher Niederlassung in Neuss. Das Adhäsiv ist ein Material des kieferorthopädischen Bereiches 3M Unitek. Transbond XT (Ref: 712-035, Charge: HJ5CW) ist zur Befestigung von Metall- und Keramikbrackets auf der Zahnoberfläche geeignet und ist als Kapsel- oder Spritzensystem erhältlich. In den Versuchen, welche im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführt werden, wird das Spritzensystem angewandt. Dies besteht aus dem Transbond XT Primer und dem zugehörigen Adhäsiv. Vor dem Auftragen einer dünnen Schicht des Primers muss die Oberfläche mit Bimsstein oder einer speziellen Reinigungspaste gereinigt, geätzt und getrocknet werden. Daraufhin soll das Adhäsiv direkt aus der Spritze auf die Bracketbasis aufgebracht werden und im Folgenden wird das Bracket auf dem Zahn platziert. Nachdem es am entsprechend richtigen Ort aufgedrückt wurde, kann überschüssiges Material entfernt werden. Die Lichthärtung soll laut Herstellerangaben in einem Abstand von ca. 2–3 mm oberhalb des interproximalen Kontaktes erfolgen (3M UNITEK 2014; 3M UNITEK 2016).

2.2.2 Kurasper F

Ein weiteres lichthärtendes Adhäsiv ist mit dem Kurasper F (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokio, Japan) auf dem Markt. Voraussetzung für eine fachgerechte Anwendung von Kurasper F (Ref: #090-EU, Charge: 000039) ist die Reinigung der Zahnoberfläche mit anschließender Ätzung und Trocknung eben jener. Das Bonding soll mit einer Filmstärke von unter 500 μm auf die bereits geätzte und getrocknete Fläche aufgebracht werden und durch eine Polymerisationslampe 10 s lichtgehärtet werden. Die Paste wiederum wird mit einer Spritze direkt auf die Bracketbasis gegeben und nach dem Positionieren auf den Zahn angedrückt.

Die Überschüsse werden entfernt und die Lichthärtung kann erfolgen. Laut Herstellerangaben von Kurasper F soll diese bei Metallbrackets im Winkel von 45° zur Zahnoberfläche und mit einem möglichst geringen Abstand durchgeführt werden. Die Polymerisationszeit beträgt je 20 s von mesial und distal. Im Nachhinein kann unausgehärtete Paste mit etwas Watte entfernt werden. Das Kurasper F Kit sollte zwischen den Anwendungen im Kühlschrank gelagert und vor jedem Gebrauch auf Raumtemperatur gebracht werden (KURARAY NORITAKE DENTAL INC. 2011).

2.2.3 GC Ortho Connect

GC Ortho Connect (Ref: 90-1100-0000, Charge: 1604113) ist ein lichthärtendes 1-Komponenten-Adhäsiv von GC Orthodontics Europe GmbH (Breckersfeld, Germany). Hierbei wird kein separater Klebvermittler benötigt, da dieser bereits in der Adhäsiv-Paste integriert ist.

Zur Anwendung des 1-Komponenten-Adhäsivs soll die Zahnoberfläche anfänglich mit Bimsstein und Wasser gereinigt und anschließend getrocknet werden. Die spätere Position des Brackets wird geätzt und nach dem Abspülen des Ätzgels wiederum getrocknet. Die Klebefläche des Brackets wird mit der Paste des GC Ortho Connect Systems aus einer Spritze bestrichen und das Bracket wird lagerichtig auf den vorbehandelten, getrockneten Zahn aufgebracht. Das restliche Adhäsiv wird entfernt und das Bracket in optimaler Position fixiert, woraufhin die Polymerisation stattfinden kann. Diese soll mithilfe eines LED-Lichthärtegeräts für je 10 s von mesial und distal auf den Zahn und das aufgesetzte Bracket erfolgen (GC ORTHODONTICS 2017).

2.3 Haftfestigkeitsprüfungen

Um die Haftfestigkeit der zu untersuchenden Brackets und Adhäsive differenziert feststellen zu können, wurden in der vorliegenden Arbeit neben den üblichen Abscherprüfungen zusätzlich Abzugprüfungen durchgeführt. Die Abscherprüfungen erfolgten nach der entsprechenden Norm DIN 13990 „Prüfverfahren für die

Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente“. Im Rahmen dieser Arbeit wurde sich auf Teil 2 „Gesamtverbund Befestigungselement-Adhäsiv-Zahnschmelz“ fokussiert (DIN 13990-1:2009-05 ; DIN 13990-2:2009-05). Außerdem wurde ein Prüfverfahren der Firma Forestadent durchgeführt, wonach die Brackets auf einen behandelten Kunststoffring geklebt werden (siehe Kapitel 2.3.1.2).

Um die Haftfestigkeit unter abziehenden Kräften zu ermitteln, wurde sich am Prüfverfahren der DIN 13990 orientiert. Der Unterschied zur DIN lag lediglich im Kraftansatz und der Ausführung der Prüfung. Auch in diesem Fall wurde das Verfahren von Forestadent angewandt und entsprechend konnten Zugkräfte auf den Verbund Bracket-Adhäsiv-Ring wirken.

Bei der Auswahl der Materialien wurde sich an den Anforderungen der Norm sowie an den zum Einsatz gebrachten Hilfsmitteln der zu vergleichenden Arbeit „Scherhaftfestigkeit von kieferorthopädischen Brackets mit unterschiedlichem Design der Basis“ orientiert (DIEMER 2016). Zur Lichtpolymerisation wurde deshalb die LED-Lampe Translux Power blue 2 wave (Art.Nr. 64503089, Ref: 312RF013) der Firma Kulzer (Hanau, Germany) eingesetzt. Sie zeichnet sich durch eine maximale Ausstrahlung von 1550 mW/cm^2 und einer Wellenlänge von 400-515 nm aus.

2.3.1 Abscherprüfungen

2.3.1.1 Rinderzähne

In der Scherhaftfestigkeitsprüfung nach DIN 13990-2 wird der Gesamtverbund zwischen dem Befestigungselement, in diesem Fall den Brackets, dem Adhäsiv und dem Zahnschmelz geprüft. Ein Schnittbild zu diesem Gesamtverbund stellt Abbildung 11 dar. Hier sind die unterschiedlichen Elemente und ihre Grenzflächen bildlich dargestellt (DIN 13990-2:2009-05).

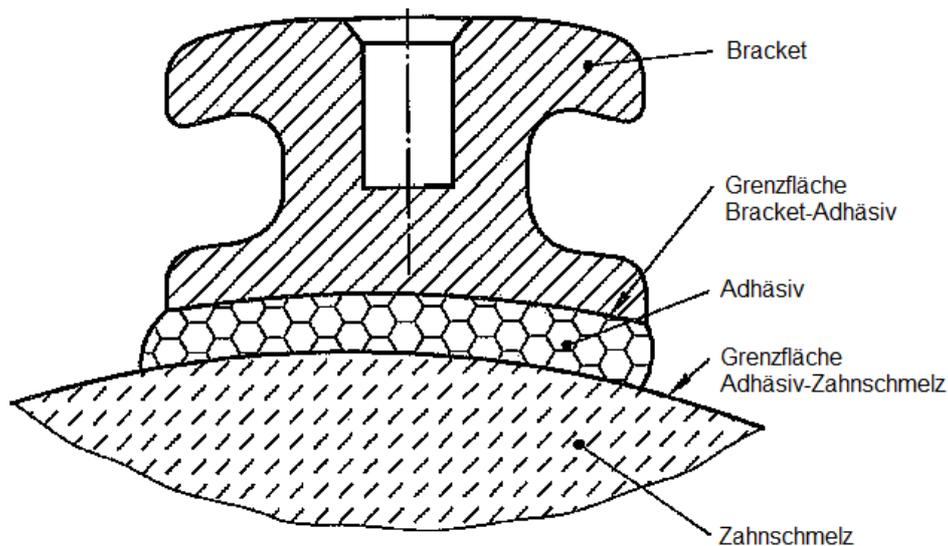


Abbildung 11: Schnittbild aus der DIN 13990-2 zum Gesamtverbund Befestigungselement-Adhäsiv-Zahnschmelz © Normenausschuss Dental (NADENT). Modifiziert nach (DIN 13990-2:2009-05) mit Erlaubnis von NADENT 2021.

Herstellung der Prüfkörper

Die DIN 13990 sieht vor, die Haftfestigkeitsprüfungen, wenn möglich, an menschlichen, permanenten Zähnen durchzuführen. Aufgrund der hierbei angegebenen Anforderungen, wie z. B. der bevorzugten Verwendung von chirurgisch entfernten, nicht durchgebrochenen dritten Molaren, stellt dies allerdings eine Herausforderung dar. Die Problematik umfasst die Anschaffung menschlicher Zähne in sowohl ausreichender Quantität als auch Qualität. Selbst wenn die menschlichen Zähne in ausreichender Quantität vorhanden sind, sind häufig die geforderte Planität sowie die Unversehrtheit des Zahnschmelzes die limitierenden Faktoren (DIN 13990-1:2009-05 ; NAKAMICHI et al. 1983).

Aufgrund dessen wurden in der vorliegenden Arbeit bovine Zähne verwendet. DIN 13990 schreibt hierbei „durchgebrochene, permanente Unterkieferschneidezähne von Tieren älter als 2 Jahre, aber nicht älter als 5 Jahre“ (DIN 13990-2:2009-05) vor. Weitergehend sollen die Zähne möglichst plan und glatt sein, sowie keine Schmelzrisse oder Vertiefungen aufweisen. Die Zähne der Firma Rocholl (Aglasterhausen, Germany) müssen nach der Extraktion gründlich mit Wasser gereinigt werden und Blut und anhängendes Gewebe muss entfernt werden. Um ein Austrocknen der extrahierten Zähne zu verhindern, ist es obligat sie

in Flüssigkeit zu lagern. Dabei soll eine bakteriostatisch wirkende 0,5%ige Chloramin T-Lösung bei Raumtemperatur (23 ± 2) °C direkt nach der Extraktion für eine Woche als Lagerung dienen. Daraufhin ist ein Wechsel der Flüssigkeit nötig und eine Aufbewahrung in Wasser der Qualität 3, nach DIN ISO 3696, im Kühlschrank bei (4 ± 2) °C ist anzustreben. Die Verwendung weiterer chemischer Reagenzien ist ab diesem Zeitpunkt zu vermeiden, da der Zahnschmelz in seinem ursprünglichen Zustand erhalten werden sollte. Insgesamt sollte die Lagerung nicht länger als 6 Monate in Anspruch nehmen, sodass die Prüfung zeitnah erfolgen sollte (DIN 13990-1:2009-05).

Um den zu prüfenden Rinderzahn mitsamt Bracket in die Universalprüfmaschine einspannen zu können, muss dieser zuvor in Kunststoff eingebettet werden. Dazu wird eine Grundplatte aus Polytetrafluorethylen (PTFE) sowie ein PTFE-Ring benötigt. Mithilfe zahntechnischen Setzwachses (Gumex N, Dentaforum, Ispringen, Germany) wird der Zahn auf die Grundplatte aufgebracht. Hierbei ist darauf zu achten, dass die Fläche, welche für das spätere Befestigen des Brackets vorgesehen ist, parallel zur geplanten Scherrichtung positioniert wird. Der PTFE-Ring wird dann auf die Grundplatte gesetzt und der Kunststoff angemischt. In diesem Fall wurde der kalt härtende Kunststoff VariKleer der Firma Buehler (Lake Bluff, USA) benutzt, welcher in einem Pulver-Flüssigkeitsverhältnis von 2:1 zu vermengen ist. Der Kunststoff wird seitlich des Zahnes in die Einbettvorrichtung soweit eingelassen, bis lediglich die Fläche für das Bracket unbenetzt bleibt. Nach Entfernung der PTFE-Platte und des PTFE-Rings kann mithilfe einer Fräse der Kunststoffrand reduziert und geglättet werden, sodass eine sichere Anlage des Zugscherbügels gewährleistet ist. Daraufhin muss der Zahn durch einen Leinenschwabbel und in Wasser gelöstem Bimsmehl gereinigt werden. Falls der Zahn nach der Reinigung noch Verfärbungen aufweisen sollte, ist dieser für die Haftfestigkeitsprüfungen zu verwerfen. Die Lagerung des Prüfkörpers erfolgt in Wasser der Qualität 3 (DIN ISO 3696) bei Raumtemperatur (DIN 13990-1:2009-05).

Aufbringen der Brackets

Vor der Aufbringung der Brackets mussten die Zähne entsprechend des verwendeten Adhäsivsystems vorbehandelt werden. So wurde die vorgesehene Klebefläche des Zahnschmelzes mit 37%iger Phosphorsäure der Firma Scientific Pharmaceuticals, INC. (Pomona, USA, Ref: SP 65-023 B) geätzt und nach 30 s durch Wasser sorgfältig abgespült. Daraufhin wurde die Fläche mit ölfreier Luft getrocknet und erschien kreidig weiß. Je nach Adhäsiv konnte nun der zugehörige Primer aufgetragen und entsprechend weiterverarbeitet werden.

Die Brackets wurden mit einer Klemmpinzette gehalten und nicht mit dem Finger berührt, sodass die Klebefläche sauber und fettfrei blieb. Mit der jeweiligen Spritze wurde das Adhäsiv auf das Bracket gegeben. Dieses konnte wiederum auf den Zahn aufgesetzt und platziert werden, wobei gewisse Anforderungen der Universalprüfmaschine zu erfüllen waren. So musste das Bracket auf die höchste Zirkumferenz des Zahnes aufgebracht werden, ohne dabei eine mesiale oder distale Erhöhung in Kauf zu nehmen. Bei einer solchen Erhöhung könnte der Zugscherbügel nicht flächig am kompletten Bracketrand angesetzt werden und die Ergebnisse der Haftfestigkeitsmessungen würden verfälscht. Gleichzeitig musste die okklusale Fläche des Brackets möglichst parallel zur Schneidekante des Rinderzahnes angeordnet werden, um eine realistische Versuchsstellung zu ermöglichen. Das richtig positionierte Bracket wurde leicht an den Zahn angepresst und die überschüssigen Klebereste konnten entfernt werden (DIN 13990-2:2009-05).

Als letzter Schritt der Bracketaufbringung erfolgte die Lichtpolymerisation mithilfe der zuvor beschriebenen Polymerisationslampe (siehe Kapitel 2.3). Diese wurde so nah wie möglich an den Gesamtverbund aus Bracket-Adhäsiv-Zahn herangeführt und je nach Herstellerangaben der verschiedenen Adhäsivsysteme betätigt (DIN 13990-2:2009-05).

Abscheren der Brackets

Bevor die Prüfung der Scherhaftfestigkeit möglich war, musste eine (24 ± 2) h lange Lagerung des Verbunds in Wasser der Qualität 3 (DIN ISO 3696) bei

(37 ± 2) °C erfolgen. Damit der in Kunststoff eingebettete Rinderzahn bei den aufkommenden Kräften einen sicheren Halt hatte und gleichzeitig optimal positioniert werden konnte, wurde er hochkant in einen Schraubstock eingespannt. Die okklusale Kante des Brackets, und somit auch die Okklusalfäche des Zahnes, wurden parallel zur Grundfläche der Zwick angeordnet, sodass die Scherkraft von okklusal nach gingival wirken konnte. Der Zugscherbügel wurde daraufhin so positioniert, dass seine quadratische Öffnung direkt über dem Bracket lag. Wie in Abbildung 12 ersichtlich, wurde die Unterkante der Aussparung so nah wie möglich an die Okklusalkante des Brackets herangeführt und lag zugleich dem Zahnschmelz unmittelbar auf. Um dies sicherzustellen, wurde eine Kamera installiert, welche die Position des Zugscherbügels in Beziehung zum Bracket-Zahn-Verbund genau aufzeichnete (DIN 13990-2:2009-05).

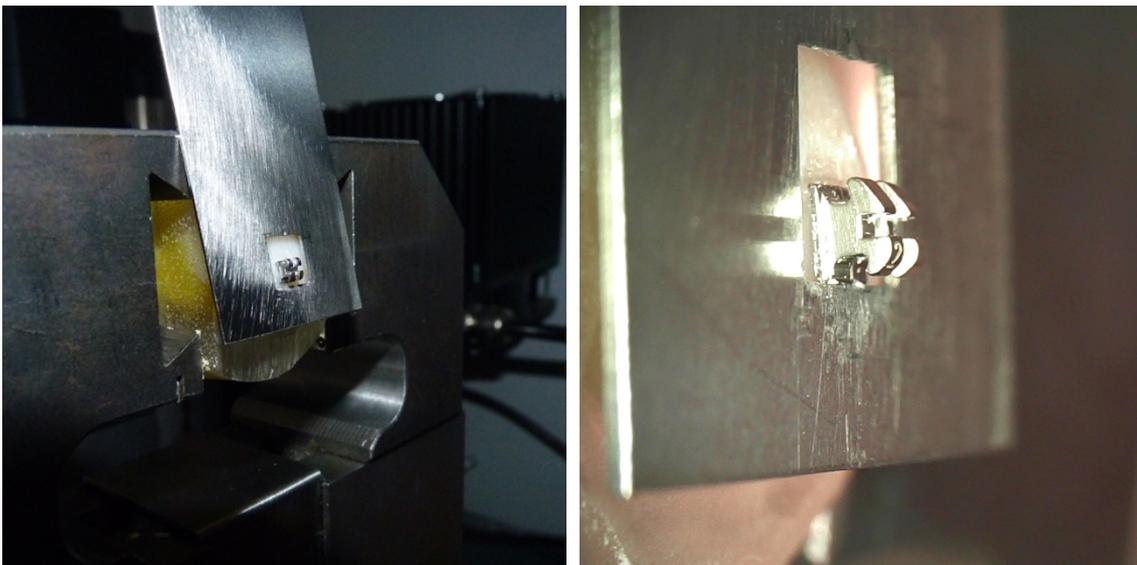


Abbildung 12: Fotografien des Abscherversuchs vom bovinen Zahn.

Nach korrekter Ausrichtung wurde der Zugscherbügel in das bewegliche Ende der Universalprüfmaschine (Typ BZ1-MM 14450. ZW 01; Artikelnummer: 92042/08, Kraftsensor 5 kN, Firma Zwick/Roell, Ulm, Germany) eingespannt. Er wurde hierbei leicht vorgebogen, um ein Abrutschen im Verlauf der Messung zu verhindern. Die Prüfung erfolgte mit einer konstanten Beanspruchungsgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Versagen des Verbundes (DIN 13990-2:2009-05).

Auswertung

Laut DIN 13990-2 ist die Bruchkraft erreicht, sobald nach stetigem Anstieg der Kraftänderungskurve ein abrupter Abfall um mindestens 30 % zu erkennen ist (DIN 13990-2:2009-05). Um dies visuell überprüfen zu können, wurde gleichzeitig ein durch das Programm TestXpert erstelltes Kraft-Weg-Diagramm verfolgt (siehe Abbildung 13).

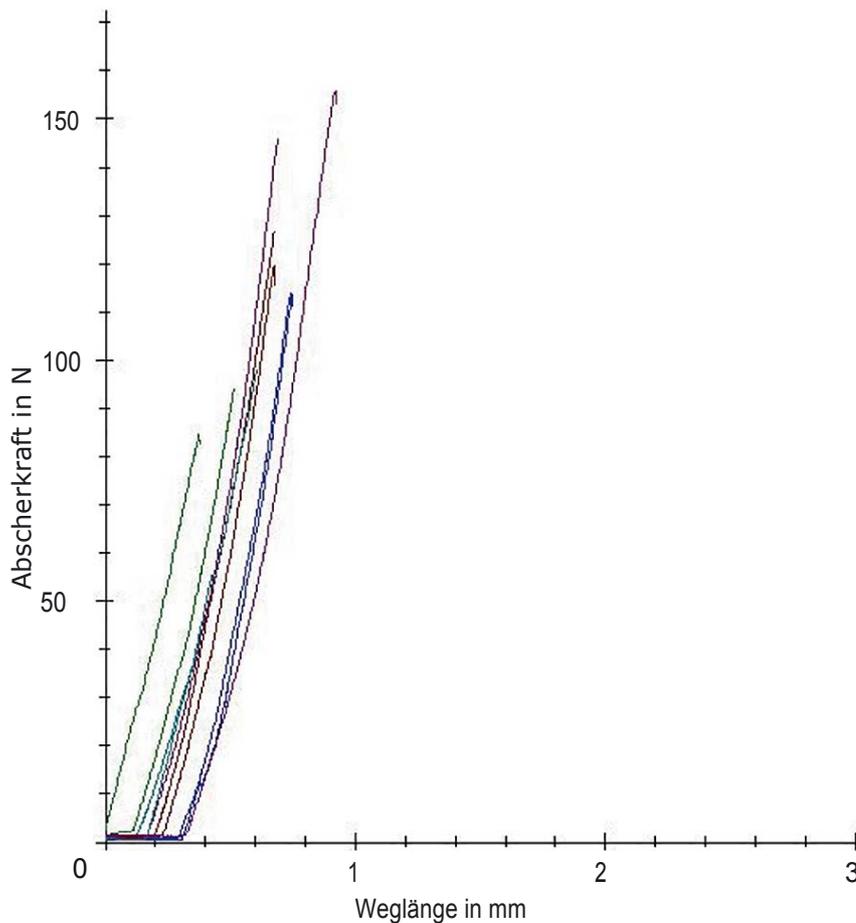


Abbildung 13: Kraft-Weg-Diagramm eines Abscherversuchs. Auf der x-Achse ist die Weglänge in mm zu sehen und auf der y-Achse die Abscherkraft in N.

Das Diagramm enthält alle Wertepaare einer Messreihe, sodass ein übersichtlicher Vergleich der verschiedenen Prüfungen gegeben ist.

Die Scherhaftfestigkeit des Gesamtverbundes wird in MPa (N/mm^2) angegeben und errechnet sich als Quotient der Bruchscherkraft in N und der Bruchfläche des Gesamtverbundes in mm^2 .

$$R_s = F/A \quad (1)$$

R_s Scherhaftfestigkeit des Gesamtverbundes

F Bruchscherkraft [N]

A Bruchfläche des Gesamtverbundes [mm²]

Als Bruchfläche wurde die senkrecht zur Scherkraft projizierte Klebefläche des Befestigungselementes herangezogen (DIN 13990-2:2009-05).

Einschränkungen

Während der Durchführung der Abscherversuche wurden vereinzelt zu starke Wölbungen der Rinderzähne und ein dadurch nicht exakt flächiges Anliegen des Zugscherbügels beobachtet. Hierbei konnte die Kraft nicht am kompletten okklusalen Rand des Brackets ansetzen und die Ergebnisse wurden verfälscht. Selbst bei passender Befestigung wie zuvor beschrieben, war es möglich, dass der Zugscherbügel vom Bracketrand abrutschte und somit einen vorzeitigen Abfall der Kraftänderungskurve induzierte. In diesem Fall war es praktikabel, den Bügel manuell leicht an den Zahnschmelz anzudrücken und den Versuch neu zu starten.

Um ein unverfälschtes Ergebnis zu erhalten, wurden Bruchflächen mit Lufteinschlüssen oder deutlich übermäßigen Kleberesten verworfen und demzufolge in der Auswertung nicht berücksichtigt. Hierdurch wurden die jeweils 10 Probekörper pro Versuchsreihe auf die abgesicherten Brackets mit gesichertem Ergebnis reduziert.

2.3.1.2 Kunststoffringe

Das Abscheren der Brackets von Kunststoffringen ist eine eigens von Foresta-ent entwickelte Methode mit dem Ziel, ihre sich ständig in Weiterentwicklung befindlichen Brackets zu testen und zu vergleichen.

Herstellung der Prüfkörper

Mit der Herstellung von Kunststoffringen aus Polymethylmethacrylat (PMMA) entwickelte die Firma Forestadent ein Verfahren, um einen möglichst realitätsnahen Untergrund für die Überprüfung verschiedener Brackets oder Adhäsive herzustellen, ohne humane oder bovine Zähne zu verwenden. Die Ringe besitzen unterschiedliche Radien, wodurch sie perfekt an die durchschnittliche Wölbung der Zahngruppen angepasst werden konnten. Damit eine realistischere Retentionsfläche geschaffen wird, werden die Ringe nach der Herstellung sandgestrahlt. Abschließend werden sie mit einem Dampfstrahler gereinigt, damit die Klebefläche rückstandslos und fettfrei ist.

Die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Ringe hatten einen Durchmesser von 30 mm und eine Breite von 6 mm. Pro Ring konnten, wie in Abbildung 14 sichtbar, jeweils 10 Brackets verklebt werden. Somit war für jede Versuchsreihe nur ein Ring notwendig.

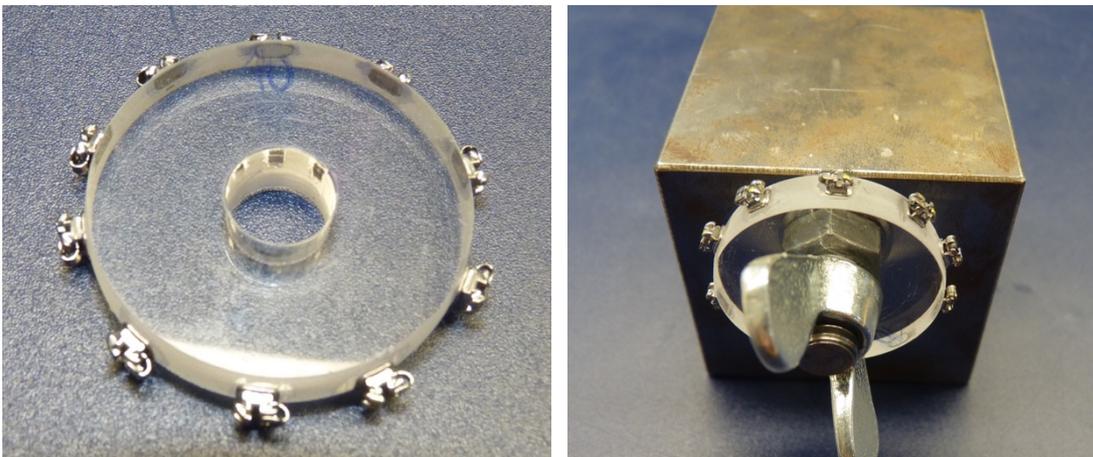


Abbildung 14: Fotografie eines PMMA-Rings mit 10 In-Ovation mini Brackets.

Aufbringen der Brackets

Damit die Brackets auf den Kunststoffring aufgebracht werden konnten, wurde dieser in einen Schraubstock eingespannt (siehe Abbildung 14). Hierbei galt es eine erneute Verschmutzung zu vermeiden. Dazu wurde der Ring mit Hilfe der Aussparung in der Mitte des Ringes mit einer Pinzette gegriffen. Durch ein leichtes Lösen der Schraube ließ sich der Ring beliebig drehen und konnte somit für

jedes Bracket separat eingestellt werden. Aus Gründen der Zuordenbarkeit wurden die Brackets mit Nummern von 1 bis 10 versehen. Somit ist es im Anschluss an die Abscherversuche möglich, das jeweilige Bracket der richtigen Abscherposition zuzuordnen und eine genaue Untersuchung der Bruchfläche vorzunehmen.

Die verschiedenen Adhäsivsysteme wurden laut ihrer Herstellerangaben aufgetragen. Allerdings sieht die firmeneigene Prüfung vor, das Adhäsiv entsprechend Tabelle 1 einer 90-sekündigen Lichtpolymerisation zu unterziehen. Somit wurde die Polymerisationszeit entgegen der Herstellerangaben für diesen Abschnitt der Prüfungen verlängert.

Tabelle 1: Komponentenspezifische Verarbeitung der einzelnen Adhäsivsysteme zur Bracketklebung auf Kunststoffringen.

Adhäsivsystem	Komponenten	Verarbeitung
Transbond XT	Primer	Verblasen
	Adhäsiv	90 s Lichtpolymerisation
Kurasper F	Primer	10 s Lichtpolymerisation
	Adhäsiv	90 s Lichtpolymerisation
GC Ortho Connect	Primer	Entfällt
	Adhäsiv	90 s Lichtpolymerisation

Bei der Positionierung der Brackets war darauf zu achten, dass die Brackets möglichst mittig auf dem Ring angebracht wurden, um die Wölbung des Rings ideal auszunutzen. Zusätzlich mussten die okklusalen Kanten der Brackets senkrecht zur Außenkante des Rings verlaufen, damit wiederum der Zugscherbügel flächig ansetzen konnte. Nachdem die passende Position gefunden war, konnten die Brackets mit leichtem Druck angepresst werden, die Überschüsse des Klebers entfernt und die Lichtpolymerisation des Adhäsivs für 90 Sekunden konnte erfolgen.

Abschere der Brackets

Die Lagerung der Kunststoffringe mitsamt aufgeklebter Brackets erfolgte für (24 ± 2) h bei Raumtemperatur in trockener Umgebung. Wie in Abbildung 15 zu

sehen, wurden die Kunststoffringe in den Schraubstock der Universalprüfmaschine eingespannt. Hierbei überragte das abzuscherende Bracket die Vorrichtung, sodass der am beweglichen Ende der Prüfmaschine befestigte Zugscherbügel mit seiner quadratischen Öffnung das Bracket fassen konnte. Wie bereits bei den Rinderzähnen wurde die untere Kante der Aussparung so nah wie möglich an die Okklusalkante des Brackets herangeführt, bzw. direkt an sie angelegt, ohne dabei jedoch eine Vorkraft zu erzeugen. Die Prüfung erfolgte mit einer Abschergeschwindigkeit von 1 mm/min und endete wiederum bei einem abrupten Abfall der Kraftänderungskurve um mindestens 30 %.

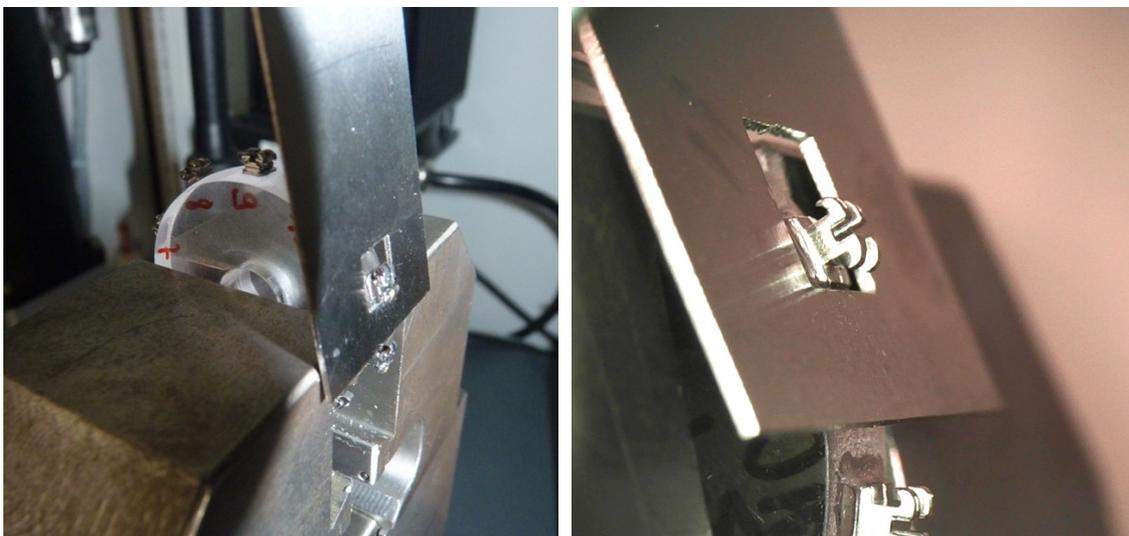


Abbildung 15: Fotografien des Abscherversuchs vom PMMA-Ring. Der Ring ist durch den Schraubstock befestigt und der Abscherbügel liegt direkt an der Okklusalkante der Brackets an.

Auswertung

Das Programm TestXpert stellte die Prüfung in einem Kraft-Weg-Diagramm dar. Um ein mögliches Verhältnis zwischen den Haftfestigkeiten der Brackets auf Rinderzähnen und den Haftfestigkeiten auf Kunststoffringen zu konstatieren, wurde die Bruchscherkraft mithilfe der Gleichung (1) in die Scherhaftfestigkeit des Gesamtverbunds umgerechnet.

Einschränkungen

Abermals war der Zugscherbügel etwas vorzubiegen, sodass ein flächiges Anliegen am okklusalen Bracketrand gesichert war. Klebungen mit deutlich erkennbaren Luftblasen oder Kleberüberschüssen wurden aus der Versuchsreihe ausgeschlossen. Meist war bei diesem Versuchsaufbau allerdings der Kunststoffring durch seinen bei der Herstellung angepassten Radius so ausrichtbar, dass ein manuelles Andrücken des Bügels nicht nötig war.

2.3.2 Abzugprüfungen

Neben den in der Literatur sehr häufig durchgeführten Abscherprüfungen sollten für die vorliegende Arbeit die Brackets und Adhäsive auch in ihrer Haftfestigkeit gegenüber abziehenden Kräften untersucht werden (DIEMER 2016; MIHLAN 2012; SHARMA et al. 2014; SHARMA-SAYAL et al. 2003).

2.3.2.1 Rinderzähne

Das Vorgehen zur Durchführung von Abzugprüfungen orientierte sich an den Bestimmungen der DIN 13990-2. Um einen zuverlässigen Versuchsablauf zu garantieren, mussten einige Anpassungen vorgenommen werden. Diese spielten hauptsächlich im Versuchsaufbau eine Rolle, waren jedoch auch bei der Herstellung der Prüfkörper erforderlich.

Herstellung der Prüfkörper

Für diesen Versuchsaufbau mussten die in Kunststoff eingebetteten Rinderzähne waagrecht in den festen Teil der Universalprüfmaschine eingespannt werden, um einen Abzug des beweglichen Endes nach oben zu ermöglichen. Hierbei konnte der Schraubstock jedoch nicht so weit geöffnet werden, wie es ein korrektes Einspannen der Zähne erfordert hätte. Somit musste der PTFE-Ring angepasst werden. Es wurde eine Metallplatte angefertigt, die mit zahntechnischem Setzwachs (Gumex) so positioniert werden konnte, dass eine Verkleinerung der

Grundfläche möglich war (siehe Abbildung 16). Aufgrund der durch diese zusätzliche Maßnahme entstandenen planen Fläche konnte der eingebettete Rinderzahn nur noch in einer bestimmten Ausrichtung in den Schraubstock der Prüfmaschine eingespannt werden. Dadurch bedingt musste der Rinderzahn beim Einbettungsvorgang im PTFE-Ring genau positioniert werden und die Schneidekante des Zahnes exakt senkrecht zur planen Metallplatte sein. Nur so konnte ein eindeutiges Aufbringen der Brackets und ein damit verbundenes zuverlässiges Ergebnis der Abzugprüfungen garantiert werden.

Die weitere Einbettung der Zähne in Kunststoff und ihre darauffolgende Bearbeitung und Lagerung erfolgte analog zu dem unter 2.3.1.1 beschriebenen Vorgehen.



Abbildung 16: Fotografien eines im PTFE-Ring positionierten Zahnes mithilfe von zahntechnischen Setzwachs und einer Metallplatte. Links: Nach der Positionierung; Rechts: Nach dem Einbetten in Kunststoff.

Aufbringen der Brackets

Die allgemeinen Randbedingungen und die Vorgehensweise unterschied sich nur marginal von der bereits beschriebenen Handhabung im Abscherversuch. In diesem Fall war es essenziell, die Brackets in korrekter Position zu befestigen. Lediglich unter Berücksichtigung der Randbedingungen und Vorgehensweisen, insbesondere hinsichtlich der Position, war es der Abzugvorrichtung am beweglichen Ende der Prüfmaschine möglich, die Brackets adäquat unter ihren Flügeln zu fassen.

Wie bereits in Kapitel 2.3.1.1 beschrieben, wurden die Rinderzähne geätzt und je nach Herstellerangaben der Adhäsive vorbehandelt. Die Brackets wurden mit einer Klemmpinzette gehalten, sodass die Basisfläche mit Adhäsiv bestrichen werden konnte. Zur exakten Positionierung wurde die okklusale Kante des Brackets parallel zur Schneidefläche des Zahnes angeordnet. Bei optimaler Einbettung der Rinderzähne verliefen die mesiale und distale Bracketkante hierbei parallel zur planen Seite der Kunststoffeinbettung. Die Lichtpolymerisation erfolgte mit der bereits dargelegten Polymerisationslampe gemäß Herstellerangaben der Adhäsivsysteme (siehe Kapitel 2.2) (DIN 13990-2:2009-05).

Abzug der Brackets

Für diesen Versuchsaufbau musste die Universalprüfmaschine im Vergleich zu den vorherigen Versuchen umgebaut werden. Der Zugscherbügel wurde durch einen wie in Abbildung 17 abgebildeten Zugstab ersetzt. Durch seine arretierbaren Haken ließ sich dieser je nach Bracket an deren verschiedene Anordnung der Flügel anpassen. Sodass die Vestibulärfläche des Zahnes parallel zum Boden angeordnet war, wurden die eingebetteten Rinderzähne waagrecht in den befestigten Schraubstock eingespannt. Dementsprechend zeigten die abzuziehenden Brackets nach oben und konnten vom, am beweglichen Ende der Prüfmaschine montierten, Zugstab gefasst werden. Das präzise Greifen konnte durch die installierte Kamera auf dem mit dem Aufbau verbundenen Monitor überprüft werden.

Der Abzug der Brackets vom Rinderzahn wurde mit einer kontinuierlichen Beanspruchungsgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Versagen des Systems durchgeführt.

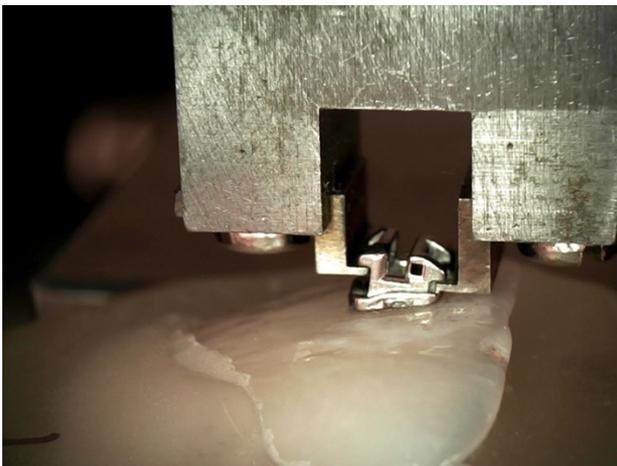


Abbildung 17: Fotografien des Abzugversuchs vom bovinen Zahn. Oben: Fotografie der Zwick/Roell Universalprüfmaschine. Der Zugstab ist am oberen Schraubstock fixiert und greift unter die Flügel des auf dem Rinderzahn befindlichen Brackets. Der Zahn ist durch den unteren Schraubstock befestigt; Unten: Fotografie des Abzugversuchs vom bovinen Zahn.

Auswertung

Die Auswertung erfolgte äquivalent zu dem unter 2.3.1.1 dargelegten Verfahren. Somit errechnet sich die Zughaftfestigkeit als Quotient der Bruchzugkraft in N und der Bruchfläche des Gesamtverbundes in mm^2 . Sie wird ebenso wie die

Scherhaftfestigkeit in MPa angegeben. Hierdurch ist ein direkter Vergleich der Haftfestigkeitswerte möglich (siehe Kapitel 3).

Einschränkungen

Eine optimale Positionierung der Brackets in Bezug auf die plane Grenzfläche des Einbettkunststoffes ließ sich durch die Wölbung der Rinderzähne nicht immer problemlos realisieren. Waren die Brackets in mesio-distaler Richtung geneigt, so konnte ein flächiges Anlegen des Zugstabes nicht vollständig gewährleistet werden. In diesem Fall hätte die Kraft, je nach Neigung, zunächst am mesialen oder distalen Ende der Flügel und somit am mesialen oder distalen Ende der Brackets gewirkt, wodurch ein gleichmäßiger Abzug der Brackets verhindert worden wäre. Zudem musste akribisch darauf geachtet werden, den Gesamtverbund Bracket-Adhäsiv-Zahn keiner Vorkraft auszusetzen. Dies wurde durch die singuläre Möglichkeit der Befestigung des eingebetteten Rinderzahnes im Schraubstock erschwert, da kleine Diskrepanzen nur durch den Zugstab und das flexible Ende der Maschine auszugleichen waren.

2.3.2.2 Kunststoffringe

Für die Abzugversuche der Brackets von Kunststoffringen ließen sich dieselben Prüfkörper verwenden, wie für die Untersuchung auf abscherende Kräfte. Darüber hinaus waren auch beim Aufbringen der Brackets und der Auswertung keine Veränderungen nötig oder angebracht. Daher sollen jene Unterpunkte in diesem Fall vernachlässigt werden und sind im bisherigen Methoden-Abschnitt (Kapitel 2.3.1.2) nachzulesen.

Abzug der Brackets

Damit ein gleichmäßiger Abzug der Brackets gewährleistet werden konnte, war eine eigens dafür angefertigte Vorrichtung vonnöten. Diese bestand aus einer Komponente, welche in den Schraubstock eingespannt und somit befestigt werden konnte, und einer zweiten Komponente, die den Kunststoffring fixieren sollte. Die runde Aussparung des Ringes konnte, wie in Abbildung 18 zu erkennen,

exakt auf den herausragenden Stab aufgesetzt werden. Um die Haken des Zugstabes passend unter die Flügel der Brackets zu positionieren, konnte der Ring je nach nötiger Ausrichtung gedreht und horizontal verschoben werden.



Abbildung 18: Fotografie des Abzugversuchs vom PMMA-Ring.

Einschränkungen

Aufgrund der flexiblen Fixierung der Kunststoffringe war ein Abrutschen während des Abzugvorgangs möglich. Hierbei richtete sich der Ring in der Position des geringsten Kraftansatzes aus. Da dies jedoch meist die für die jeweilige Bracketart ideale Lage ist, ergab sich hieraus kein Fehler oder Beeinträchtigung der weiteren Messungen.

2.3.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung aller Untersuchungen wurde mithilfe der Software IBM® SPSS® Statistics Version 25 und mit der Unterstützung von Daniela Keller – Statistik und Beratung durchgeführt. Um die erzielten Ergebnisse auf Normalverteilung zu prüfen, wurden der Kolmogorov-Smirnov-Test sowie der Shapiro-Wilk-Test angewandt. Resultate mit einem p-Wert von $p < ,05$ galten hierbei als nicht normalverteilt. Die Tests ergaben für die generalisierten Abscher- und Ab-

zugversuche annähernd eine Normalverteilung. Somit konnten für diese Vergleiche der t-Test mit Welch-Anpassung herangezogen und signifikante Unterschiede mit $p < ,001$ bewiesen werden.

Für die weiteren Vergleiche konnte keine Normalverteilung nachgewiesen werden, woraufhin der Mann-Whitney-U-Test und der Kruskal-Wallis-Test Anwendung fanden. Das Signifikanzniveau lag bei ,05, wodurch mit $p < ,05$ signifikante Unterschiede zu erkennen waren. Um weiterhin herauszufinden, zwischen welchen Vergleichspaaren signifikante Unterschiede vorlagen, wurden Post-Hoc-Tests durchgeführt.

Durch diese Verfahren konnten sowohl die übergeordneten Vergleiche zwischen den Versuchen und den Untergründen vorgenommen werden als auch die Gegenüberstellungen der verschiedenen Adhäsivsysteme und Brackets.

2.4 Adhesive Remnant Index

Damit die Bruchflächen der abgescherten oder abgezogenen Brackets genauer untersucht werden konnten, wurden sie nach der Prüfung aufbewahrt und ihrer jeweiligen Klebestelle auf dem Kunststoffring oder ihrem jeweiligen Rinderzahn zugeordnet. Einzelne Brackets gingen im Zuge der Messung verloren und waren nicht wieder auffindbar.

Die Basisflächen der Brackets wurden unter einem Mikroskop (Leica, Wetzlar, Germany) bei 20-facher Vergrößerung analysiert. Hierbei war zu bewerten, welche Art von Bruch aufgetreten war. Der adhäsive Bruch beschreibt den Bruch an den Grenzflächen Bracket-Adhäsiv oder Adhäsiv-Zahnschmelz, während ein kohäsiver Bruch sich durch eine Separation innerhalb des Adhäsivs oder des Zahnschmelzes auszeichnet (DIN 13990-1:2009-05).

Durch eine mit dem Mikroskop verbundene Bilddatenbank (dhs Bilddatenbank®) konnte von jeder Bracketbasis ein digitales Bild gespeichert und beschriftet werden. Auf diese Weise ließen sich die Adhäsivreste prozentual darlegen und konnten anhand des Adhesive Remnant Index (ARI) (siehe Tabelle 2) beleuchtet werden (ÅRTUN & BERGLAND 1984).

Tabelle 2: ARI nach Årtun und Bergland (ÅRTUN & BERGLAND 1984).

ARI 0	100 % Restadhäsiv auf der Bracketbasis
ARI 1	> 50 % Restadhäsiv auf der Bracketbasis
ARI 2	< 50 % Restadhäsiv auf der Bracketbasis
ARI 3	Kein Restadhäsiv auf der Bracketbasis

2.4.1 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung wurden die ARI-Werte in Werte mit hoher Retention und Werte mit niedriger Retention eingeteilt. So konnten die ARI-Werte 0 und 1, bei denen 100 %, beziehungsweise > 50 %, des Restadhäsivs auf der Bracketbasis blieb, in die Gruppe mit hoher Retention eingeteilt werden. Ferner wiesen die ARI-Werte 2 und 3 niedrige Retentionen auf. Hier verblieben < 50 %, beziehungsweise 0 %, des Restadhäsivs auf dem Bracket.

Mithilfe des Chi-Quadrat-Tests konnte eine statistische Auswertung der Ergebnisse vorgenommen werden. Diese zeigten bei p-Werten < ,05 eine statistische Auffälligkeit. Um einen direkten Vergleich der ARI-Auswertungen herzustellen, kann an den standardisierten Residuen in den Kreuztabellen abgelesen werden, welche Ergebnisse signifikant zueinander sind. Statistische Auffälligkeiten zeichnen sich durch einen Wert der standardisierten Residuen außerhalb des Intervalls [-2;2] aus.

3 Ergebnisse

Zur Gliederung der Ergebnisse gilt es zu Beginn einen generellen Vergleich der Untersuchungsmethoden vorzunehmen. Somit können unabhängig der verschiedenen Einflussfaktoren die Abscher- und Abzugversuche gegenübergestellt werden. Zur besseren Übersicht werden die Haftfestigkeiten anhand von Boxplot-Diagrammen (siehe Abbildung 19) und den dementsprechenden Signifikanzprüfungen in Post-hoc Tabellen dargestellt. Je nach Ergebnisauswahl können somit die verschiedenen Adhäsivsysteme und Brackets miteinander verglichen werden. Ein Boxplot wird als „komprimierte grafische Darstellung eines Datensatzes, die unter Verwendung resistenter Maßzahlen einen visuellen Eindruck über seine Struktur vermitteln soll“ (ECKEY et al. 2013) beschrieben. Eine Box stellt die mittleren 50 % der Messwerte dar und wird durch das obere und untere Quartil begrenzt. Außerdem wird sie durch den Median aufgeteilt, sodass 25 % der Werte über dem Median liegen und 25 % darunter. Die Whisker stellen die außerhalb der Box liegenden Werte dar, die sich innerhalb eines 1,5-fachen Interquartilsabstands befinden. Des Weiteren werden Werte, die sich weder innerhalb der Box noch der Whisker befinden, als Ausreißer dargestellt (ECKEY et al. 2013).

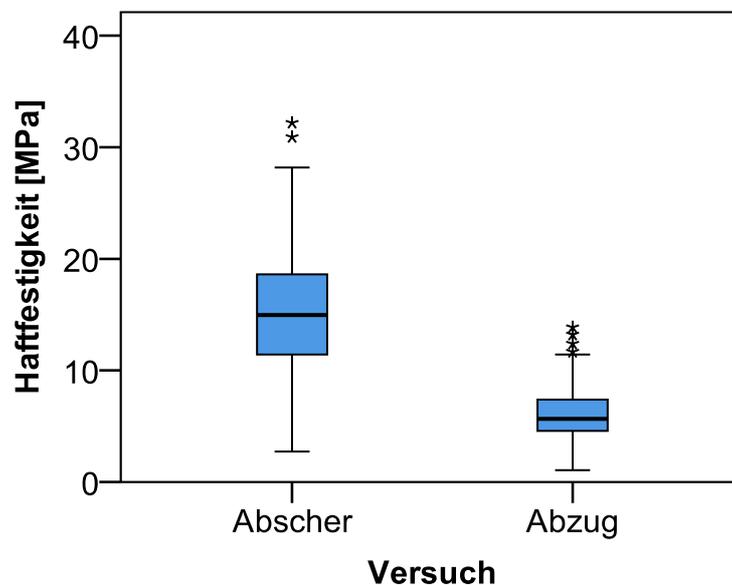


Abbildung 19: Boxplot-Darstellung der Haftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen und PMMA-Ringen. Auf der x-Achse sind die beiden Versuche Abscher und Abzug aufgelistet und die y-Achse bildet die Haftfestigkeit in MPa ab.

Das Boxplot-Diagramm (Abbildung 19) bietet den Vergleich zwischen den Abscher- und Abzugversuchen unabhängig der Untergründe, der Brackets oder Adhäsive. Die höheren Haftfestigkeitswerte konnten dabei die Abscherversuche mit $15,32 (\pm 5,32)$ MPa erreichen, die Haftfestigkeiten der Abzugversuche lagen dagegen bei $5,95 (\pm 2,19)$ MPa. Da die Ergebnisse annähernd normalverteilt sind, konnte anhand des t-Tests mit $p = <,001$ ein signifikanter Unterschied für diese Gegenüberstellung ermittelt werden.

3.1 Abscherprüfungen

Die Ergebnisse der Abscherprüfungen können entsprechend der Versuchsanordnungen nach der DIN 13990-2 und dem PMMA-Ring unterteilt werden. Zusammenfassend liegen die Werte beim Abscheren von den Rinderzähnen mit $17,67 (\pm 4,86)$ MPa im Vergleich zu den PMMA-Ringen mit $12,98 (\pm 4,70)$ MPa signifikant höher (siehe Abbildung 20). Durch die Gegenüberstellung zweier sich differierender Gruppen konnte mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests der signifikante Unterschied ($p = <,001$) zwischen den Untergründen hervorgebracht werden.

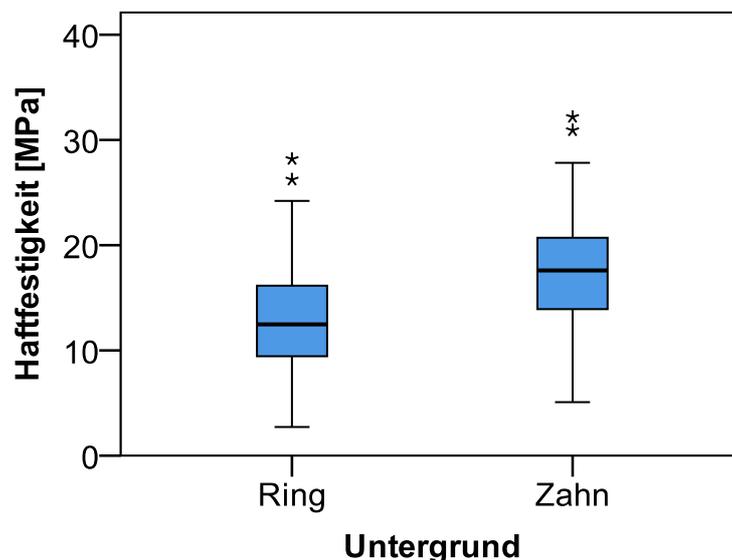


Abbildung 20: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen und PMMA-Ringen. Auf der x-Achse sind die beiden Untergründe aufgelistet und die y-Achse stellt die Haftfestigkeit in MPa dar.

3.1.1 Abscherprüfungen von Rinderzähnen

Durch die exakten Vorgaben der DIN 13990-2 ist es möglich, Haftfestigkeitswerte von Brackets und Adhäsiven unterschiedlicher Testreihen miteinander zu vergleichen. Tabelle 3 stellt eine Übersicht der Abscherversuche auf bovinen Zähnen anhand der Mittelwerte der Haftfestigkeit in MPa und der jeweiligen Standardabweichung dar.

Tabelle 3: Übersicht der Haftfestigkeitswerte für die Abscherversuche von Rinderzähnen in MPa und die zugehörigen Standardabweichungen in Abhängigkeit der Bracket-Adhäsiv-Kombination.

Bracket	Kleber	Haftfestigkeit [MPa]	Standardabweichung
Micro Sprint Hakenbasis UK1/2	Transbond XT	16,64	3,94
	GC Ortho Connect	15,14	2,58
	Kurasper F	20,67	2,92
Micro Sprint Stotzenbasis UK1/2	Transbond XT	18,33	2,37
	GC Ortho Connect	16,14	2,85
	Kurasper F	16,60	1,79
Equilibrium mini UK1/2	Transbond XT	22,64	4,42
	GC Ortho Connect	23,55	3,97
	Kurasper F	18,59	3,72
In-Ovation mini UK1/2	Transbond XT	19,85	2,40
	GC Ortho Connect	16,93	3,14
	Kurasper F	22,12	5,59
BioQuick OK1	Transbond XT	10,64	2,77
	GC Ortho Connect	12,41	1,77
	Kurasper F	13,24	3,68

Die höchste Haftfestigkeit besitzt hierbei die Kombination des Brackets Equilibrium mini mit dem Kleber GC Ortho Connect (23,55 (± 3,97) MPa). Das Bracket BioQuick mit dem Adhäsiv Transbond XT erzielte mit 10,64 (± 2,77) MPa die niedrigsten Haftfestigkeitswerte. Abbildung 21 zeigt die Ergebnisse der Abscherversuche auf Rinderzähnen grafisch dargestellt in Boxplots.

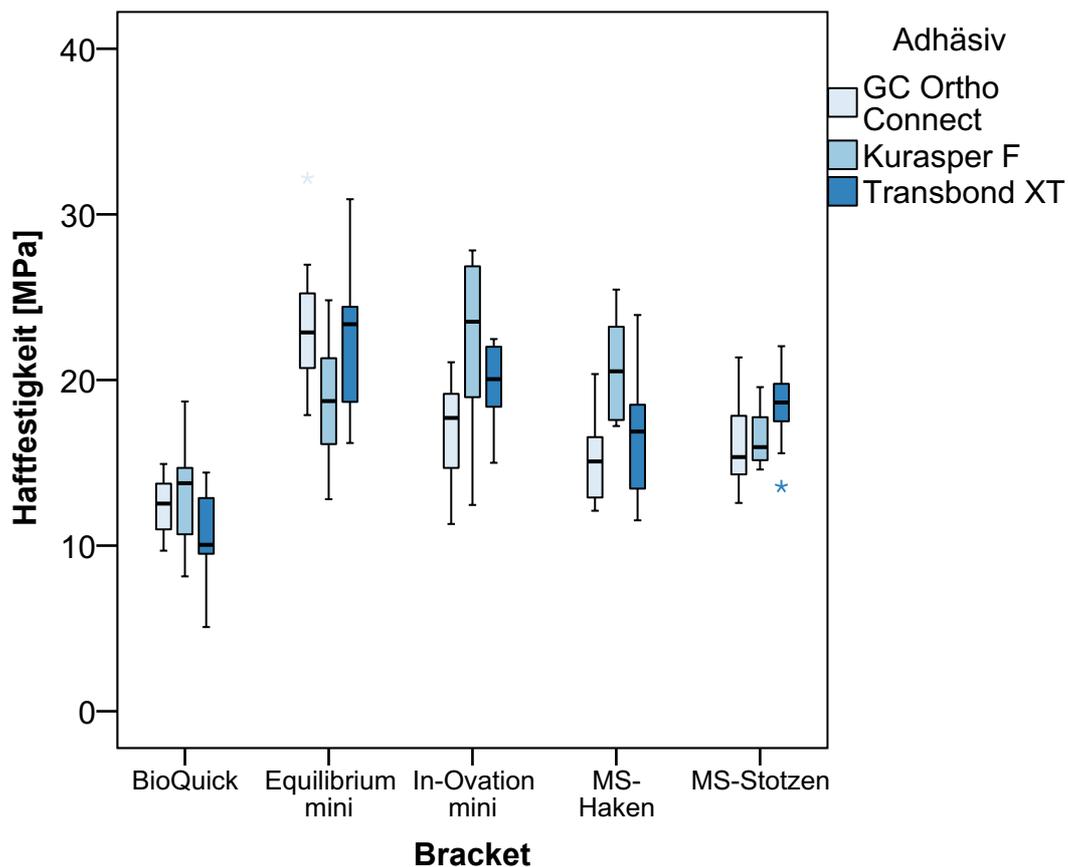


Abbildung 21: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen. Auf der x-Achse sind die Brackets aufgelistet und die y-Achse stellt die Haftfestigkeit in MPa dar.

Mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests ließen sich signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Brackets für die jeweiligen Adhäsive konstatieren. Diese konnten durch die Post-hoc-Analyse in paarweisen Vergleichen in Tabelle 4-Tabelle 6 dargestellt werden. Hierbei sind signifikante Ergebnisse ($p < ,05$) rot gekennzeichnet. Auffällig sind für das Adhäsiv GC Ortho Connect signifikante Unterschiede der Scherhaftfestigkeit zwischen dem Bracket Equilibrium mini und dem BioQuick ($p < ,001$), Micro Sprint ($p = ,003$) und dem Micro Sprint mit neu entwickelter Stotzenbasis ($p = ,037$).

Tabelle 4: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv GC Ortho Connect. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

<u>GC-OC</u>	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	<,001	x			
IO	,068	,118	x		
MS-H	>,999	,003	>,999	x	
MS-S	,291	,037	>,999	>,999	x

Beim Vergleich der Brackets unter Verwendung des Klebers Kurasper F der Firma Kuraray Noritake Dental Inc. stellten sich signifikante Unterschiede zwischen dem BioQuick und den Brackets In-Ovation mini ($p = ,001$) und Micro Sprint ($p = ,007$) heraus.

Tabelle 5: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv Kurasper F. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

<u>Kur-F</u>	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	,169	x			
IO	,001	>,999	x		
MS-H	,007	>,999	>,999	x	
MS-S	>,999	>,999	,134	,404	x

Für den Transbond XT ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen dem BioQuick Bracket und dem Equilibrium mini ($p = <,001$). Außerdem erbrachte das BioQuick signifikant niedrigere Haftfestigkeitswerte gegenüber dem In-Ovation mini ($p = ,001$) und dem Micro Sprint mit Stotzenbasis ($p = ,018$).

Tabelle 6: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv Transbond XT. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Tb-XT	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	<,001	x			
IO	,001	>,999	x		
MS-H	,394	,098	,968	x	
MS-S	,018	,755	>,999	>,999	x

Um eine generelle Gegenüberstellung der verschiedenen Adhäsivsysteme vorzunehmen, wurden im Folgenden die Kleber unabhängig von den Brackets verglichen (siehe Abbildung 22). Der Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben ergab für diese Untersuchung keine signifikanten Unterschiede. Somit zeigen alle drei Adhäsivsysteme für die Scherhafffestigkeit von Brackets, geklebt auf bovinen Zähnen, ähnliche Werte.

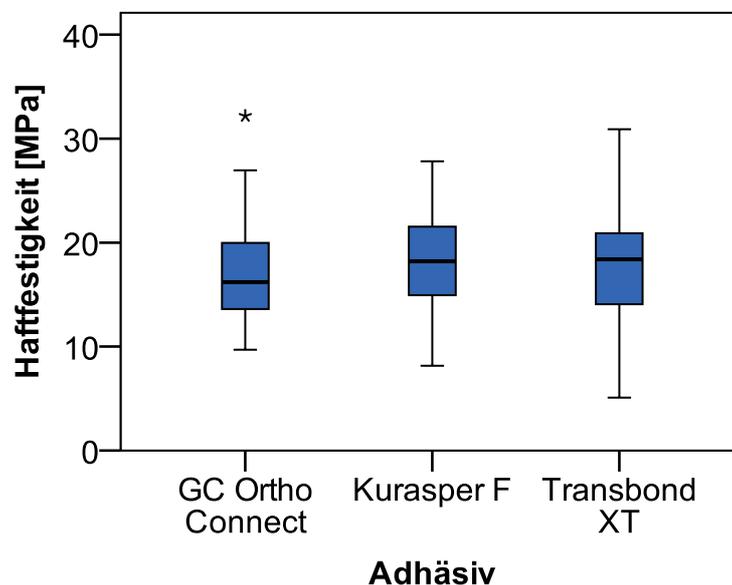


Abbildung 22: Boxplot-Darstellung der Scherhafffestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen. Auf der x-Achse sind die Adhäsive aufgelistet und die y-Achse stellt die Hafffestigkeit in MPa dar.

3.1.2 Abscherprüfungen von Kunststoffringen

Die Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfungen auf PMMA-Ringen sind zur besseren Übersicht in Tabelle 7 zusammengestellt. In dieser Testreihe erzielte ebenfalls das Bracket Equilibrium mini mit 23,39 ($\pm 2,30$) MPa die höchsten Haftwerte, allerdings in diesem Fall nicht in Kombination mit dem Adhäsiv GC Ortho Connect, sondern mit dem Kleber Kurasper F.

Tabelle 7: Übersicht der Haftfestigkeitswerte für die Abscherversuche von PMMA-Ringen in MPa und die zugehörigen Standardabweichungen in Abhängigkeit der Bracket-Adhäsiv-Kombination.

Bracket	Kleber	Haftfestigkeit [MPa]	Standardabweichung
Micro Sprint Hakenbasis UK1/2	Transbond XT	10,56	1,20
	GC Ortho Connect	9,50	1,94
	Kurasper F	14,81	2,18
Micro Sprint Stotzenbasis UK1/2	Transbond XT	11,60	1,74
	GC Ortho Connect	8,61	2,53
	Kurasper F	16,60	3,34
Equilibrium mini UK1/2	Transbond XT	14,80	3,03
	GC Ortho Connect	12,95	3,12
	Kurasper F	23,39	2,30
In-Ovation mini UK1/2	Transbond XT	16,33	2,29
	GC Ortho Connect	12,35	3,72
	Kurasper F	15,93	1,54
BioQuick OK1	Transbond XT	8,98	1,19
	GC Ortho Connect	6,05	1,92
	Kurasper F	11,82	1,96

Die niedrigsten Haftfestigkeitswerte erreichte die Verknüpfung des Brackets Bio-Quick und des Adhäsivs GC Ortho Connect ($6,05 \pm 1,92$ MPa). Abbildung 23 zeigt die Ergebnisse der Abscherversuche auf den PMMA-Ringen grafisch dargestellt in Boxplots. Des Weiteren sind in Tabelle 8 - Tabelle 10 die paarweisen Vergleiche im Rahmen der Post-hoc-Analysen abzulesen.

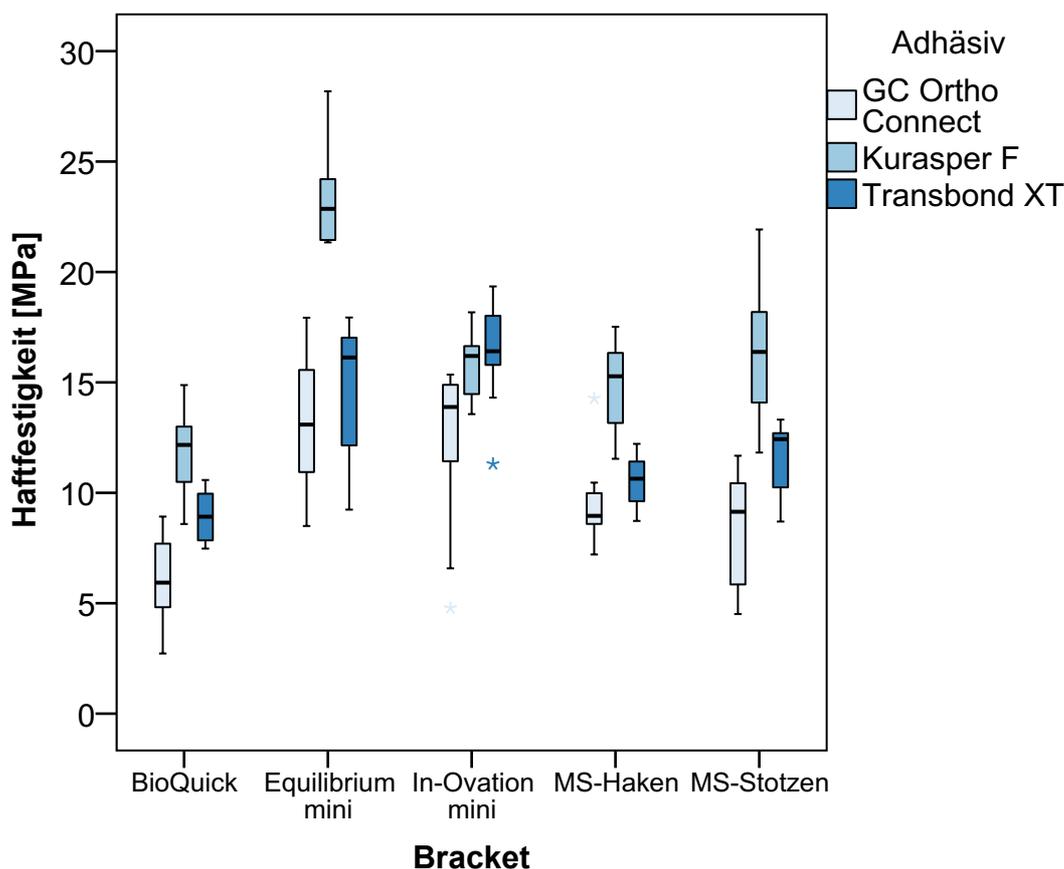


Abbildung 23: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf PMMA-Ringen. Auf der x-Achse sind die Brackets aufgelistet und die y-Achse stellt die Haftfestigkeit in MPa dar.

Um signifikante Abweichungen zwischen den unterschiedlichen Brackets herauszustellen, wurde der Kruskal-Wallis-Test angewandt. Hierbei können unter Verwendung des Klebers GC Ortho Connect signifikante Unterschiede zwischen den Brackets BioQuick und Equilibrium mini ($p = <,001$) sowie BioQuick und In-Ovation mini ($p = ,001$) festgestellt werden.

Tabelle 8: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv GC Ortho Connect. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

<u>GC-OC</u>	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	<,001	x			
IO	,001	>,999	x		
MS-H	,321	,469	,852	x	
MS-S	,979	,128	,263	>,999	x

In Kombination mit dem Adhäsiv Kurasper F zeigt das Bracket Equilibrium mini signifikante Unterschiede zu den Brackets BioQuick ($p = <,001$), In-Ovation mini ($p = ,043$) und Micro Sprint ($p = ,003$). Auffällig ist bei dieser Testreihe der hohe Scherhaftfestigkeitswert für das Equilibrium mini, der sich in diesem Fall deutlich in den signifikanten Diskrepanzen zu den anderen Brackets widerspiegelt (siehe Abbildung 23).

Tabelle 9: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv Kurasper F. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

<u>Kur-F</u>	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	<,001	x			
IO	,066	,043	x		
MS-H	,719	,003	>,999	x	
MS-S	,060	,075	>,999	>,999	x

Für das Adhäsiv Transbond XT können signifikante Unterschiede zwischen dem In-Ovation mini und den Brackets BioQuick ($p = <,001$) sowie dem Micro Sprint ($p = ,004$) nachgewiesen werden. Außerdem zeigt der paarweise Vergleich Unterschiede zwischen BioQuick und Equilibrium mini ($p = ,001$).

Tabelle 10: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv Transbond XT. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Tb-XT	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	,001	x			
IO	<,001	>,999	x		
MS-H	>,999	,091	,004	x	
MS-S	,229	>,999	,116	>,999	x

Beim Abscheren von den PMMA-Ringen konnten im Gegensatz zu den Versuchen auf Rinderzähnen signifikante Unterschiede zwischen den differierenden Adhäsivsystemen festgestellt werden. GC Ortho Connect ist hierbei mit $p = ,015$ signifikant unterschiedlich zu Transbond XT und ebenfalls zu Kurasper F mit $p = <,001$. Der Signifikanzwert bei der Gegenüberstellung von Transbond XT und Kurasper F beträgt $p = <,001$ und beschreibt somit auch einen signifikanten Unterschied. In Abbildung 24 sind die zugehörigen Haftfestigkeitswerte anhand eines Boxplot-Diagramms abzulesen.

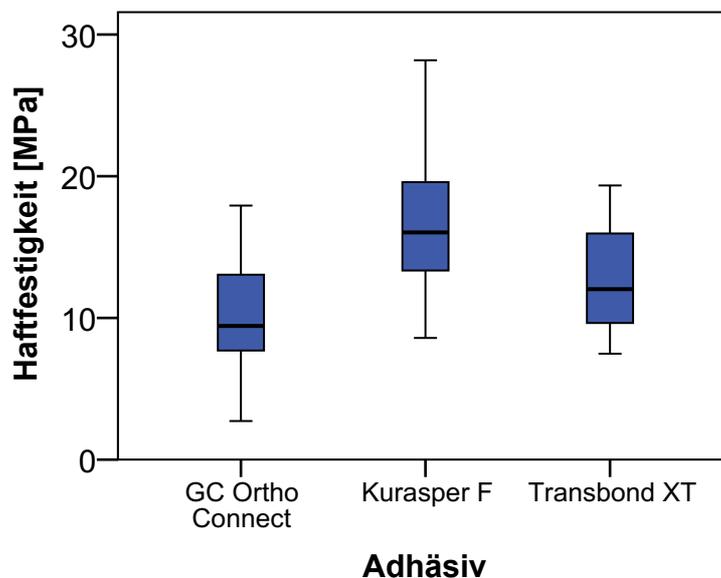


Abbildung 24: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf PMMA-Ringen. Auf der x-Achse sind die Adhäsive aufgelistet und die y-Achse stellt die Haftfestigkeit in MPa dar.

3.2 Abzugprüfungen

Neben den Scherhaftfestigkeitsprüfungen nach DIN 13990-2 konnten die verschiedenen Bracket- und Adhäsivsysteme außerdem unter abziehenden Kräften getestet werden. Hierbei wird ebenso wie bei den Abscherversuchen die Unterscheidung zwischen den Untergründen boviner Zahn und PMMA-Ring vorgenommen. Der Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich der Untergründe zeigt beim Abziehen der Brackets von Rinderzähnen ($6,62 (\pm 2,14)$ MPa) mit einem Signifikanzwert von $p = <,001$ signifikant höhere Haftfestigkeiten als von den Ringen mit $5,29 (\pm 2,04)$ MPa (siehe Abbildung 25).

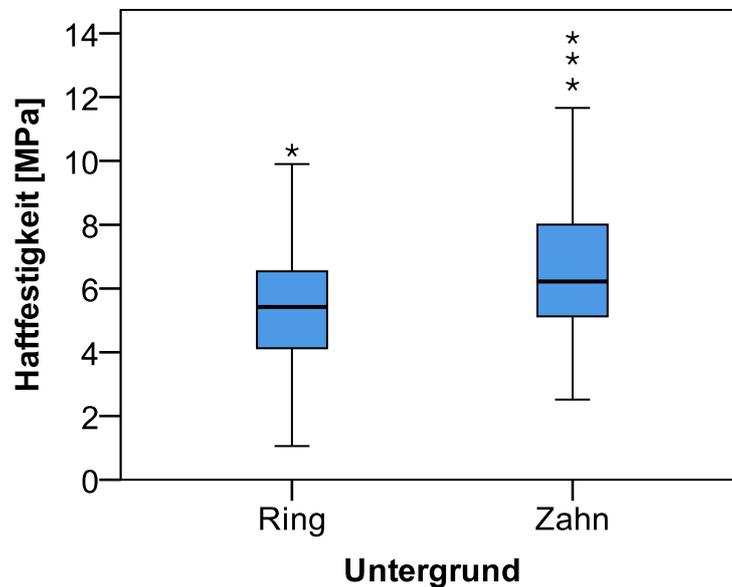


Abbildung 25: Boxplot-Darstellung der Ergebnisse der Zughaftfestigkeitsprüfungen auf PMMA-Ringen und Rinderzähnen. Auf der x-Achse sind die Untergründe aufgelistet und die y-Achse stellt die Haftfestigkeit in MPa dar.

3.2.1 Abzugprüfungen von Rinderzähnen

Im Rahmen dieser Testreihe gilt es, Rinderzähne, welche analog zur DIN 13990-2 vorbereitet wurden, hinsichtlich der Abzugkräfte anstatt den in Kapitel 3.1.1 behandelten Abscherkräfte zu untersuchen. Tabelle 11 stellt eine Übersicht der Haftfestigkeiten und den entsprechenden Standardabweichungen dar. Die höchsten Haftfestigkeitswerte ergab die Kombination des Brackets Micro Sprint mit neu entwickelter Stotzenbasis mit dem Adhäsiv Transbond XT. Hierbei

lagen die Werte bei 8,02 (\pm 1,39) MPa. Die niedrigsten Werte hingegen sind bei der Zusammenstellung In-Ovation mini mit Transbond XT (4,58 (\pm 1,02) MPa) zu erkennen. Die Ergebnisse sind zusätzlich den Boxplots der Abbildung 26 zu entnehmen.

Tabelle 11: Übersicht der Haftfestigkeitswerte für die Abzugversuche von Rinderzähnen in MPa und die zugehörigen Standardabweichungen in Abhängigkeit der Bracket-Adhäsiv-Kombination.

Bracket	Kleber	Haftfestigkeit [MPa]	Standardabweichung
Micro Sprint Hakenbasis UK1/2	Transbond XT	6,05	1,95
	GC Ortho Connect	6,15	2,68
	Kurasper F	7,46	1,62
Micro Sprint Stotzenbasis UK1/2	Transbond XT	8,02	1,39
	GC Ortho Connect	5,44	1,18
	Kurasper F	7,73	1,93
Equilibrium mini UK1/2	Transbond XT	7,82	3,59
	GC Ortho Connect	7,75	2,10
	Kurasper F	6,18	1,79
In-Ovation mini UK1/2	Transbond XT	4,58	1,02
	GC Ortho Connect	6,41	1,46
	Kurasper F	5,83	1,45
BioQuick OK1	Transbond XT	6,27	2,18
	GC Ortho Connect	7,75	2,20
	Kurasper F	5,89	1,64

Mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests konnten wiederum Signifikanzprüfungen für die Gegenüberstellung der Brackets in Abhängigkeit der jeweiligen Adhäsive durchgeführt werden (siehe Tabelle 12-Tabelle 14). Unter Verwendung der Kleber GC

Ortho Connect und Kurasper F konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Brackets festgestellt werden. Die Abzugstests bei vorangegangener Bracketklebung mit dem Adhäsiv Transbond XT zeigten eine Signifikanz zwischen dem In-Ovation mini und dem Micro Sprint mit Stotzenbasis ($p = ,001$).

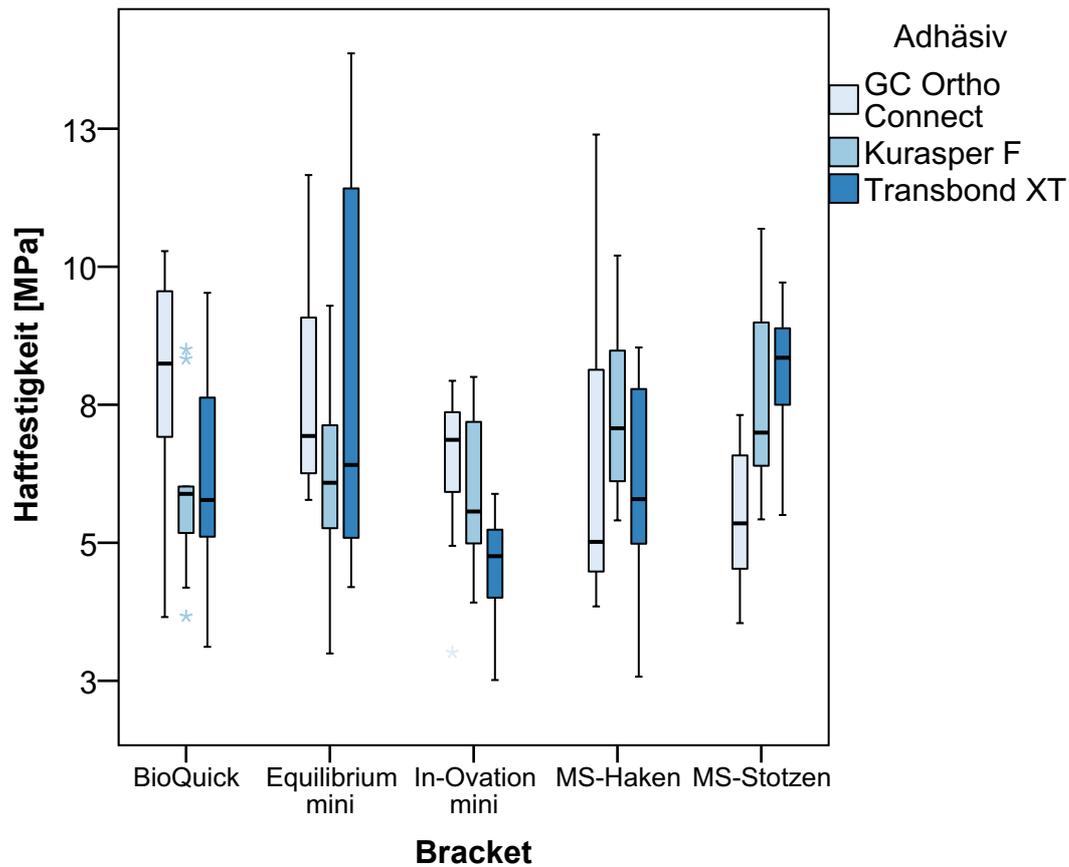


Abbildung 26: Boxplot-Darstellung der Zughafffestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen. Auf der x-Achse sind die Brackets aufgelistet und die y-Achse stellt die Hafffestigkeit in MPa dar.

Tabelle 12: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv GC Ortho Connect. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

<u>GC-OC</u>	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	>,999	x			
IO	>,999	>,999	x		
MS-H	,323	,813	>,999	x	
MS-S	,076	,251	>,999	>,999	x

Tabelle 13: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv Kurasper F. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

<u>Kur-F</u>	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	>,999	x			
IO	>,999	>,999	x		
MS-H	,461	>,999	,310	x	
MS-S	,252	,942	,158	>,999	x

Tabelle 14: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv Transbond XT. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

<u>Tb-XT</u>	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	>,999	x			
IO	,707	,082	x		
MS-H	>,999	>,999	,930	x	
MS-S	,892	>,999	,001	,289	x

Die generelle Gegenüberstellung der Adhäsivsysteme erfolgt mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests. Hierbei konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Aus Abbildung 27, die diesen Vergleich anhand von Boxplots darstellt, wird ersichtlich, dass sich die Haftfestigkeitswerte in ähnlichen Bereichen befinden und somit auch grafisch kein Unterschied erkennbar ist.

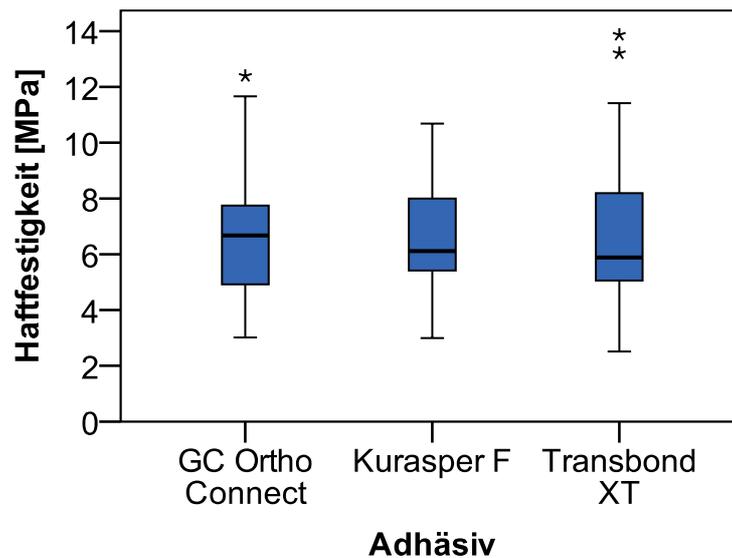


Abbildung 27: Boxplot-Darstellung der Zughafffestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen. Auf der x-Achse sind die Adhäsive aufgelistet und die y-Achse stellt die Haftfestigkeit in MPa dar.

3.2.2 Abzugprüfungen von Kunststoffringen

Tabelle 15 bietet eine Übersicht über die mittleren Haftfestigkeiten und die jeweiligen Standardabweichungen beim Abziehen der Brackets von den PMMA-Ringen. Die höchsten Haftwerte konnten dabei beim Abziehen der Kombination Equilibrium mini und Kurasper F mit $8,10 (\pm 1,04)$ MPa erzielt werden. Im Gegensatz dazu lagen die niedrigsten Werte mit $1,78 (\pm 0,42)$ MPa bei dem Bracket BioQuick und dem Kleber GC Ortho Connect. Abbildung 28 gibt die Haftfestigkeitswerte außerdem anhand von Boxplots grafisch wieder.

Tabelle 15: Übersicht der Haftfestigkeitswerte für die Abzugversuche von PMMA-Ringen in MPa und die zugehörigen Standardabweichungen in Abhängigkeit der Bracket-Adhäsiv-Kombination.

Bracket	Kleber	Haftfestigkeit [MPa]	Standardabweichung
Micro Sprint Hakenbasis UK1/2	Transbond XT	4,67	0,82
	GC Ortho Connect	2,60	0,45
	Kurasper F	4,59	0,60
Micro Sprint Stotzenbasis UK1/2	Transbond XT	6,96	1,50
	GC Ortho Connect	5,37	1,41
	Kurasper F	5,96	0,55
Equilibrium mini UK1/2	Transbond XT	6,93	1,61
	GC Ortho Connect	5,73	1,35
	Kurasper F	8,10	1,04
In-Ovation mini UK1/2	Transbond XT	7,22	1,93
	GC Ortho Connect	3,33	2,04
	Kurasper F	5,25	0,52
BioQuick OK1	Transbond XT	5,89	1,43
	GC Ortho Connect	1,78	0,42
	Kurasper F	4,54	0,69

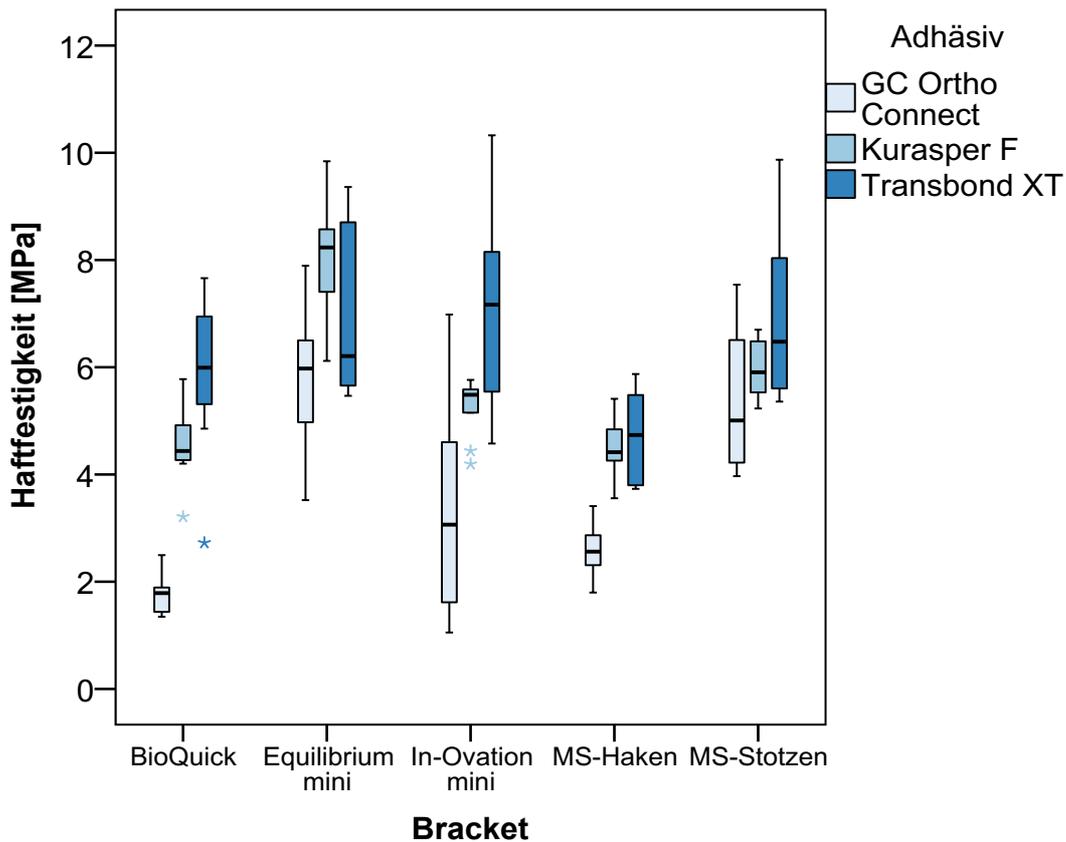


Abbildung 28: Boxplot-Darstellung der Zughafffestigkeitsprüfungen von Brackets auf PMMA-Ringen. Auf der x-Achse sind die Brackets aufgelistet und die y-Achse stellt die Haftfestigkeit in MPa dar.

In Tabelle 16 – Tabelle 18 sind die Vergleiche der Brackets für die unterschiedlichen Adhäsive zusammengefasst. Es ergab sich für das Adhäsiv GC Ortho Connect eine Diskrepanz zwischen dem Bracket Equilibrium mini und den Brackets BioQuick ($p = <,001$) und Micro Sprint ($p = ,024$). Außerdem konnte ein signifikanter Unterschied zwischen dem Micro Sprint mit neu entwickelter Stotzenbasis und dem BioQuick mit $p = ,001$ festgestellt werden.

Tabelle 16: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv GC Ortho Connect. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

<u>GC-OC</u>	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	<,001	x			
IO	,674	,139	x		
MS-H	>,999	,024	>,999	x	
MS-S	,001	>,999	,307	,070	x

Unter Verwendung des Klebers Kurasper F erzielte das Bracket Equilibrium mini im Vergleich zu den Brackets BioQuick ($p < ,001$), In-Ovation mini ($p = ,010$) und Micro Sprint mit $p < ,001$ signifikant höhere Werte. Weitere signifikante Unterschiede wurden zwischen dem Micro Sprint mit Stotzenbasis und dem BioQuick mit $p = ,023$ sowie zwischen dem MS-S und dem herkömmlichen Micro Sprint mit $p = ,013$ festgestellt (siehe Tabelle 17).

Tabelle 17: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv Kurasper F. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

<u>Kur-F</u>	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	<,001	x			
IO	>,999	,010	x		
MS-H	>,999	<,001	,858	x	
MS-S	,023	,727	>,999	,013	x

Werden die Haftfestigkeitswerte nach dem Abzug von Brackets, die mit Transbond XT geklebt wurden, gegenübergestellt, so fallen für das Micro Sprint Bracket, verglichen mit Equilibrium mini ($p = ,021$), In-Ovation mini ($p = ,012$) und Micro Sprint mit Stotzenbasis ($p = ,015$), signifikant niedrigere Werte auf (siehe Tabelle 18).

Tabelle 18: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv Transbond XT. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Tb-XT	BQ	Equ	IO	MS-H	MS-S
BQ	x				
Equ	>,999	x			
IO	>,999	>,999	x		
MS-H	,705	,021	,012	x	
MS-S	>,999	>,999	>,999	,015	x

Ein genereller Vergleich der verschiedenen Adhäsivsysteme ist anhand von Boxplots in Abbildung 29 dargestellt. Der Kruskal-Wallis-Test zeigte, dass zum einen signifikante Unterschiede zwischen dem GC Ortho Connect und Kurasper F ($p = <,001$) und zum anderen zwischen dem GC Ortho Connect und Transbond XT ($p = <,001$) festgestellt werden konnten.

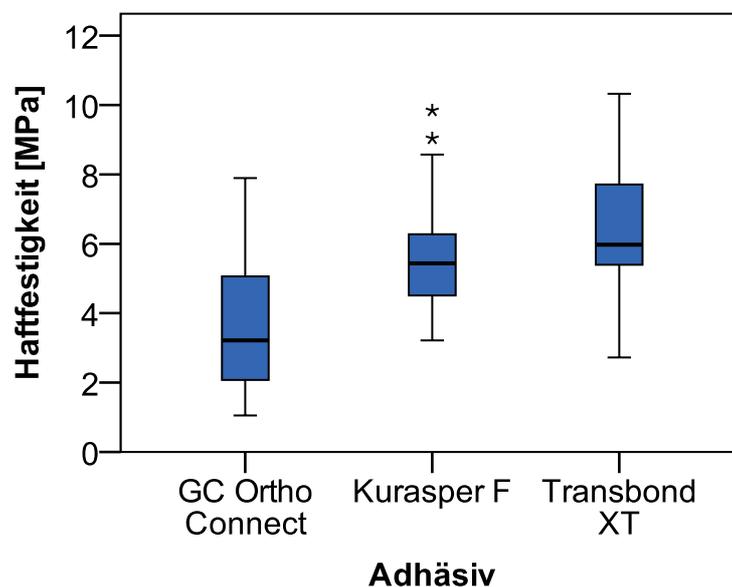


Abbildung 29: Boxplot-Darstellung der Zughafffestigkeitsprüfungen von Brackets auf PMMA-Ringen. Auf der x-Achse sind die Adhäsive aufgelistet und die y-Achse stellt die Hafffestigkeit in MPa dar.

3.3 Adhesive Remnant Index

Anschließend an die Abscher- und Abzugversuche wurde jedes Bracket analog der Beschreibung in Kapitel 2.4 mikroskopisch auf die Menge an Restadhäsiv untersucht. Diese wurde in die ARI-Werte 0-3 unterteilt (siehe Tabelle 2). Außerdem wurden zur Überprüfung die Rinderzähne unter dem Mikroskop begutachtet, um auch auf diese Weise Schmelzausrisse auszuschließen. Bei keiner der beiden Kontrollen konnten für keines der Brackets Ausrisse beobachtet werden.

Mithilfe des Chi-Quadrat-Testes wurde eine statistische Auswertung der Ergebnisse vorgenommen. Hierbei wurden die ARI-Werte in Werte hoher Retention (ARI 0 und 1) und Werte niedriger Retention (ARI 2 und 3) eingeteilt. Statistische Auffälligkeiten sind anhand der Standardisierten Residuen mit größer ± 2 erkennbar.

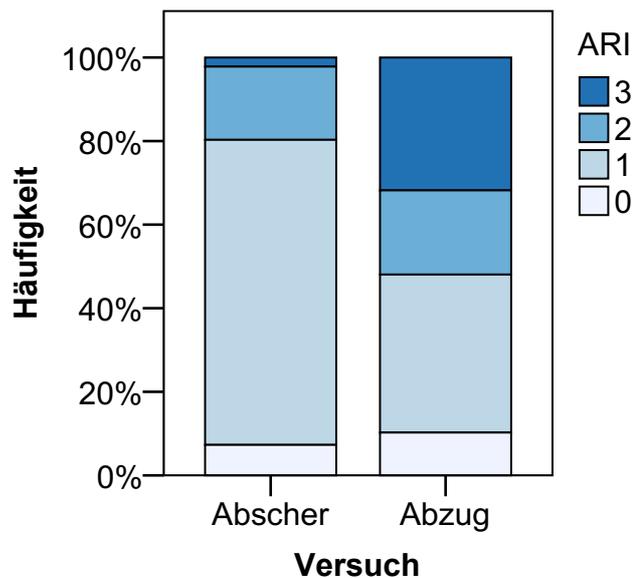


Abbildung 30: Auswertung des ARIs aller Brackets und Adhäsive unter Verwendung boviner Zähne und PMMA-Ringe. Die x-Achse zeigt die Versuche und auf der y-Achse ist die Häufigkeit der jeweiligen ARI Werte in Prozent abzulesen. Die ARI-Werte von 0-3 sind farblich gekennzeichnet.

In Abbildung 30 ist die prozentuale Häufigkeit der unterschiedlichen ARI-Werte in Form eines Balkendiagramms für die beiden Versuchstypen Abscher und Abzug zusammengefasst. Hierbei fällt das deutlich häufigere Auftreten eines ARIs von 3 beim Abzug der Brackets auf. Gleichzeitig treten somit weniger ARI-Werte

von 1 und dementsprechend einer Restadhäsivmenge von > 50 % auf der Bracketbasis auf.

Tabelle 19 zeigt die statistische Auswertung des Versuchsvergleichs. Hierbei ist zu erkennen, dass sowohl die Abscher- als auch die Abzugwerte statistisch auffällig sind, da beim Abziehen der Brackets deutlich häufiger niedrige Retentionswerte vorkommen.

Tabelle 19: Statistische Auswertung des ARIs, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) für den Vergleich der Abscher- und Abzugversuche. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Versuch		ARI Retention	
		hoch	niedrig
Abscher	Anzahl	220	54
	Standardisiertes Residuum	3,4	-4,5
Abzug	Anzahl	136	147
	Standardisiertes Residuum	-3,3	4,4
Gesamt	Anzahl	356	201

3.3.1 Abscherversuche

Abbildung 31 und Tabelle 20 stellen die ARI-Werte nach dem Abschieren der Brackets dar. Hierbei kann ein Vergleich der verschiedenen Untergrundmaterialien PMMA-Ring und boviner Zahn angestellt werden. An den Balkendiagrammen ist ersichtlich, dass nach dem Debonding vom Ring öfter der ARI-Wert 0, dementsprechend kein Adhäsiv auf der Bracketbasis auftritt. Die statistische Auswertung zeigt jedoch keine Auffälligkeiten, da die Werte 0 und 1 zusammen die ARI-Werte mit hoher Retention ergeben und somit die Häufigkeit des Wertes 0 beim Ring nicht ins Gewicht fällt.

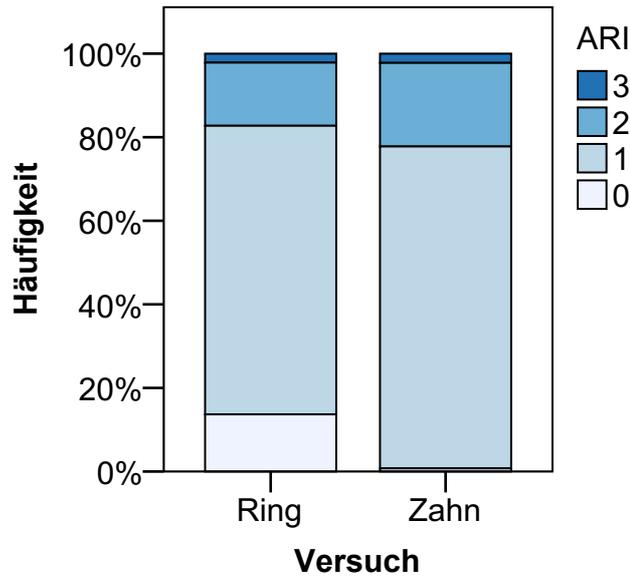


Abbildung 31: Auswertung des ARIs aller Brackets und Adhäsive bei Abscherversuchen unter Verwendung boviner Zähne und PMMA-Ringe. Die x-Achse zeigt die Untergründe und auf der y-Achse ist die Häufigkeit der jeweiligen ARI Werte in Prozent abzulesen. Die ARI-Werte von 0-3 sind farblich gekennzeichnet.

Tabelle 20: Statistische Auswertung des ARIs, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Untergrundvergleich für die Abscherversuche. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Untergrund		ARI Retention	
		hoch	niedrig
Ring	Anzahl	115	24
	Standardisiertes Residuum	0,3	-0,6
Zahn	Anzahl	105	30
	Standardisiertes Residuum	-0,3	0,7
Gesamt	Anzahl	220	54

3.3.1.1 Rinderzähne

Um einen separaten Vergleich der Brackets und der Adhäsivsysteme anzustellen, wurden in diesem Unterkapitel vorerst nur die von Rinderzähnen abgescherten Brackets untersucht. Abbildung 32 zeigt die ARI-Werte der verschiedenen Brackets mit den jeweiligen Klebern.

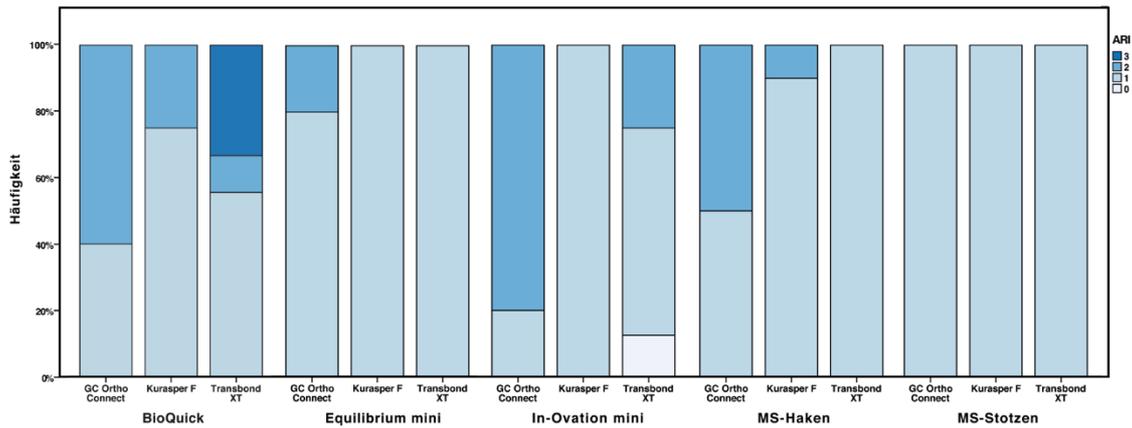


Abbildung 32: Auswertung des ARIs der Abscherversuche unter Verwendung boviner Zähne. Die x-Achse zeigt die Brackets und auf der y-Achse ist die Häufigkeit der jeweiligen ARI Werte in Prozent abzulesen. Die ARI-Werte von 0-3 sind farblich gekennzeichnet.

Die statistische Auswertung für den Vergleich der Brackets, untergeordnet für die drei Adhäsivsysteme, ist in Tabelle 21 zusammengefasst. In der Tabelle sind auffällige Brackets und Adhäsivsysteme mit Standardisierten Residuen größer ± 2 zu erkennen. Dies ist für das Bracket Micro Sprint mit Stotzenbasis unter Verwendung des GC Ortho Connects der Fall. Für alle Kombinationsmöglichkeiten konnten ausschließlich hohe Retentionswerte gemessen werden. Außerdem ist in diesem Zusammenhang hervorzuheben, dass für das MS-S generell, unabhängig der Adhäsive, nur ARI-Werte von 1 ermittelt werden konnten.

Für den Kleber Kurasper F erweist sich das Bracket BioQuick mit 25 % niedrigen Retentionswerten, im Vergleich zu den anderen Brackets, als statistisch auffällig. Weiterhin zeigte sich das BioQuick unter Verwendung des Klebers Transbond XT mit 44,4 % niedriger Retention als auffällig.

Tabelle 21: Statistische Auswertung des ARIs für die Abscherversuche von Rinderzähnen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Bracket- und Adhäsivvergleich. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Adhäsiv	Bracket		ARI Retention	
			hoch	niedrig
GC Ortho Connect	BioQuick	Anzahl	4	6
		Standardisiertes Residuum	-,7	,8
	Equilibrium mini	Anzahl	8	2
		Standardisiertes Residuum	1,0	-1,1
	In-Ovation mini	Anzahl	2	8
		Standardisiertes Residuum	-1,6	1,8
	MS-Haken	Anzahl	5	5
		Standardisiertes Residuum	-,3	,3
	MS-Stotzen	Anzahl	9	0
		Standardisiertes Residuum	1,7	-2,0
Gesamt	Anzahl	28	21	
Kurasper F	BioQuick	Anzahl	6	2
		Standardisiertes Residuum	-,5	2,0
	Equilibrium mini	Anzahl	9	0
		Standardisiertes Residuum	,2	-,8
	In-Ovation mini	Anzahl	9	0
		Standardisiertes Residuum	,2	-,8
	MS-Haken	Anzahl	9	1
		Standardisiertes Residuum	-,1	,4
	MS-Stotzen	Anzahl	9	0
		Standardisiertes Residuum	,2	-,8
Gesamt	Anzahl	42	3	

Transbond XT	BioQuick	Anzahl	5	4
		Standardisiertes Residuum	-1,0	2,3
	Equilibrium mini	Anzahl	8	0
		Standardisiertes Residuum	,4	-1,1
	In-Ovation mini	Anzahl	6	2
		Standardisiertes Residuum	-,3	,8
	MS-Haken	Anzahl	7	0
		Standardisiertes Residuum	,4	-1,0
	MS-Stotzen	Anzahl	9	0
		Standardisiertes Residuum	,5	-1,1
	Gesamt	Anzahl	35	6

In Abbildung 33 ist anhand eines Balkendiagramms der Vergleich der unterschiedlichen Adhäsivsysteme unabhängig der Brackets dargestellt. Hierbei ist ersichtlich, dass bei dem Adhäsiv GC Ortho Connect in 42,9 % der Fälle ein ARI von 2 auftritt.

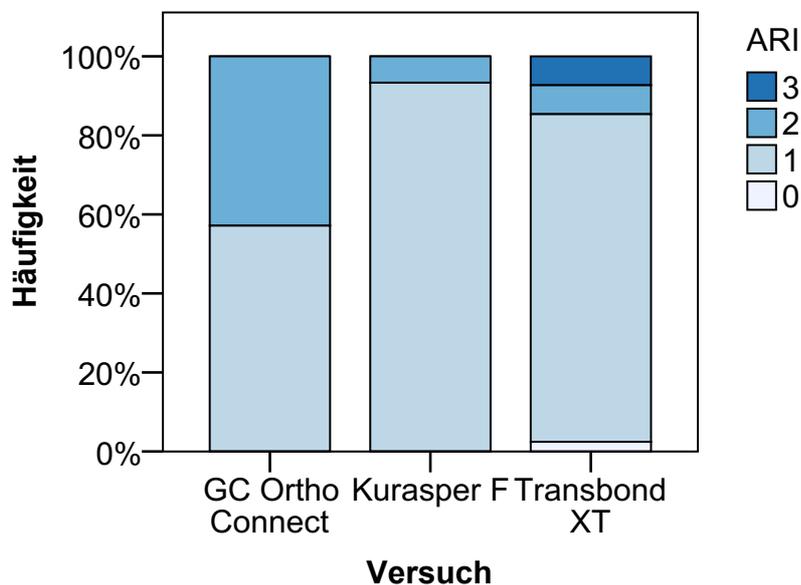


Abbildung 33: Auswertung des ARI Index der Abscherversuche von bovinen Zähnen. Die x-Achse zeigt die Adhäsive und auf der y-Achse ist die Häufigkeit der jeweiligen ARI Werte in Prozent abzulesen. Die ARI-Werte von 0-3 sind farblich gekennzeichnet.

Dies spiegelt sich außerdem in Tabelle 22 wider, die GC Ortho Connect im Vergleich zu den anderen Klebern als statistisch auffällig zeigt. Dahingegen fällt

Kurasper F durch seinen hohen Anteil des ARI-Werts von 1 und somit einer hohen Retention in 93,3 % der Fälle auf.

Tabelle 22: Statistische Auswertung des ARIs für die Abscherversuche von Rinderzähnen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Adhäsivvergleich. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Adhäsiv		ARI Retention	
		hoch	niedrig
GC Ortho Connect	Anzahl	28	21
	Standardisiertes Residuum	-1,6	3,1
Kurasper F	Anzahl	42	3
	Standardisiertes Residuum	1,2	-2,2
Transbond XT	Anzahl	35	6
	Standardisiertes Residuum	,6	-1
Gesamt	Anzahl	105	30

3.3.1.2 Kunststoffringe

Abbildung 34 und Tabelle 23 fassen den Vergleich der ARI-Werte nach den Abscherversuchen von Kunststoffringen zusammen. Hervorzuheben ist hierbei, dass bei allen hierzu durchgeführten Experimenten weder nach dem Debonding von mit GC Ortho Connect geklebten Brackets, noch nach Verwendung von Transbond XT ARI-Werte niedriger Retention vorkommen. In der Gruppe der mit Kurasper F befestigten Brackets kommen deutlich häufiger ARI-Werte von 2 oder 3 vor. Besonders auffällig ist hierbei das Bracket In-Ovation mini, das bei 100 % der abgescherten Brackets eine niedrige Retention zeigt.

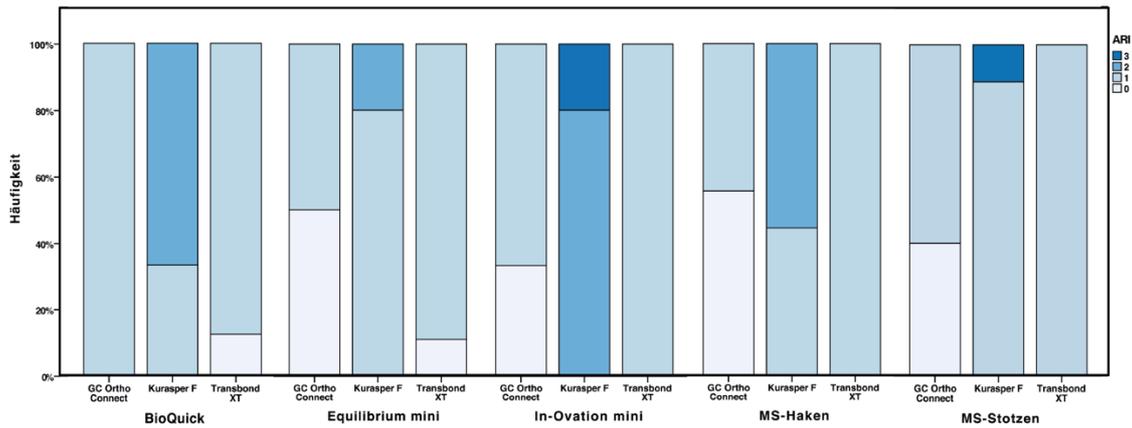


Abbildung 34: Auswertung des ARIs der Abscherversuche von PMMA-Ringen. Die x-Achse zeigt die Brackets und auf der y-Achse ist die Häufigkeit der jeweiligen ARI Werte in Prozent abzulesen. Die ARI-Werte von 0-3 sind farblich gekennzeichnet.

Tabelle 23: Statistische Auswertung des ARIs für die Abscherversuche von PMMA-Ringen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Bracket- und Adhäsivvergleich. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Adhäsiv	Bracket		ARI Retention		
			hoch	niedrig	
GC Ortho Connect	BioQuick	Anzahl	9	0	
		Standardisiertes Residuum	0	-	
	Equilibrium mini	Anzahl	10	0	
		Standardisiertes Residuum	0	-	
	In-Ovation mini	Anzahl	9	0	
		Standardisiertes Residuum	0	-	
	MS-Haken	Anzahl	9	0	
		Standardisiertes Residuum	0	-	
	MS-Stotzen	Anzahl	10	0	
		Standardisiertes Residuum	0	-	
	Gesamt		Anzahl	47	0

Kurasper F	BioQuick	Anzahl	3	6
		Standardisiertes Residuum	-,7	,7
	Equilibrium mini	Anzahl	8	2
		Standardisiertes Residuum	1,4	-1,4
	In-Ovation mini	Anzahl	0	10
		Standardisiertes Residuum	-2,2	2,2
	MS-Haken	Anzahl	4	5
		Standardisiertes Residuum	-,2	,2
	MS-Stotzen	Anzahl	8	1
		Standardisiertes Residuum	1,7	-1,7
Gesamt	Anzahl	23	24	
Transbond XT	BioQuick	Anzahl	8	0
		Standardisiertes Residuum	0	-
	Equilibrium mini	Anzahl	9	0
		Standardisiertes Residuum	0	-
	In-Ovation mini	Anzahl	9	0
		Standardisiertes Residuum	0	-
	MS-Haken	Anzahl	9	0
		Standardisiertes Residuum	0	-
	MS-Stotzen	Anzahl	10	0
		Standardisiertes Residuum	0	-
Gesamt	Anzahl	45	0	

Weiterhin geht aus Abbildung 35 und Tabelle 24 eine statistische Auffälligkeit für alle drei Adhäsivsysteme hervor. Im Gegensatz zu den Befestigungen mit GC Ortho Connect und Transbond XT, die in 100 % der Fälle eine hohe Retention zeigen, konnten beim Debonding von mit Kurasper F geklebten Brackets 48,9 % hohe Retentionen aufweisen.

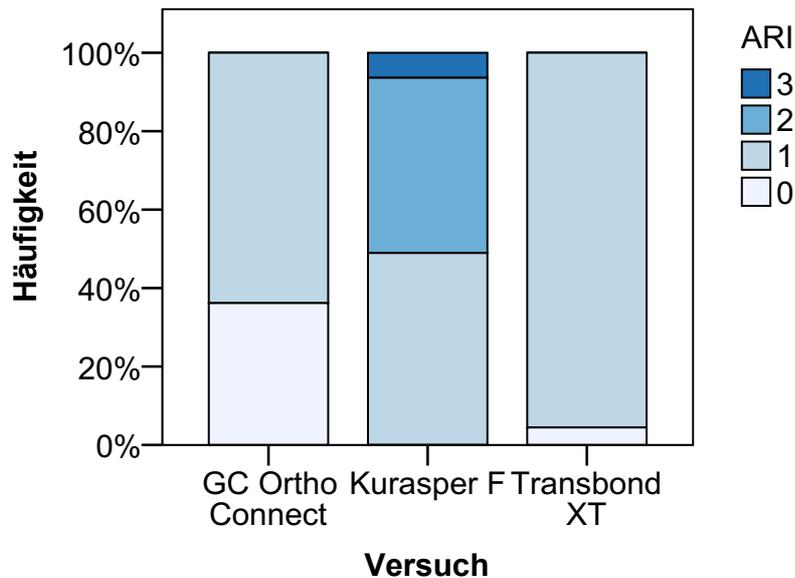


Abbildung 35: Auswertung des ARIs der Abscherversuche von PMMA-Ringen. Die x-Achse zeigt die Adhäsive und auf der y-Achse ist die Häufigkeit der jeweiligen ARI Werte in Prozent abzulesen. Die ARI-Werte von 0-3 sind farblich gekennzeichnet.

Tabelle 24: Statistische Auswertung des ARIs für die Abscherversuche von PMMA-Ringen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Adhäsivvergleich. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Adhäsiv		ARI Retention	
		hoch	niedrig
GC Ortho Connect	Anzahl	47	0
	Standardisiertes Residuum	1,3	-2,8
Kurasper F	Anzahl	23	24
	Standardisiertes Residuum	-2,5	5,6
Transbond XT	Anzahl	45	0
	Standardisiertes Residuum	1,3	-2,8
Gesamt	Anzahl	115	24

3.3.2 Abzugversuche

Im Vergleich zu den Adhäsivresten nach Abschneiden der Brackets von den jeweiligen Untergrundmaterialien konnte beim Abzug ein deutlich häufigeres Auftreten vom ARI-Wert 3, also eines Adhäsivrests von 0 % auf der Bracketbasis, ermittelt werden.

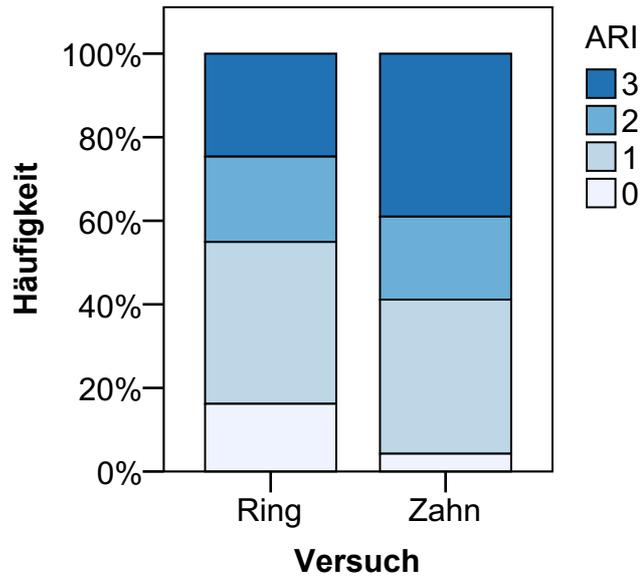


Abbildung 36: Auswertung des ARIs aller Brackets und Adhäsive bei Abzugversuchen unter Verwendung boviner Zähne und PMMA-Ringe. Die x-Achse zeigt die Untergründe und auf der y-Achse ist die Häufigkeit der jeweiligen ARI Werte in Prozent abzulesen. Die ARI-Werte von 0-3 sind farblich gekennzeichnet.

Abbildung 36 ist zu entnehmen, dass der Wert 3 gehäuft bei den Abzugversuchen von Rinderzähnen vorkommt. Der ARI von 0 hingegen zeigt sich vermehrt bei dem Untergrund PMMA-Ring. Wie in Tabelle 25 ersichtlich, ist jedoch keine statistische Auffälligkeit zu erkennen.

Tabelle 25: Statistische Auswertung des ARIs, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Untergrundvergleich für die Abzugversuche. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Untergrund		ARI Retention	
		hoch	niedrig
Ring	Anzahl	78	64
	Standardisiertes Residuum	1,2	-1,1
Zahn	Anzahl	58	83
	Standardisiertes Residuum	-1,2	1,1
Gesamt	Anzahl	136	147

3.3.2.1 Rinderzähne

Abbildung 37 sowie Tabelle 26 fassen die Ergebnisse der Abzugversuche von Rinderzähnen zusammen. Anhand des Diagramms ist zu erkennen, dass bei dem BioQuick Bracket vorwiegend ARI-Werte von 2 und 3 vorkamen und sich in der Mehrzahl der Fälle kein Restadhäsiv auf der Bracketbasis befand. Dies spiegelt sich in der statistischen Auswertung wider.

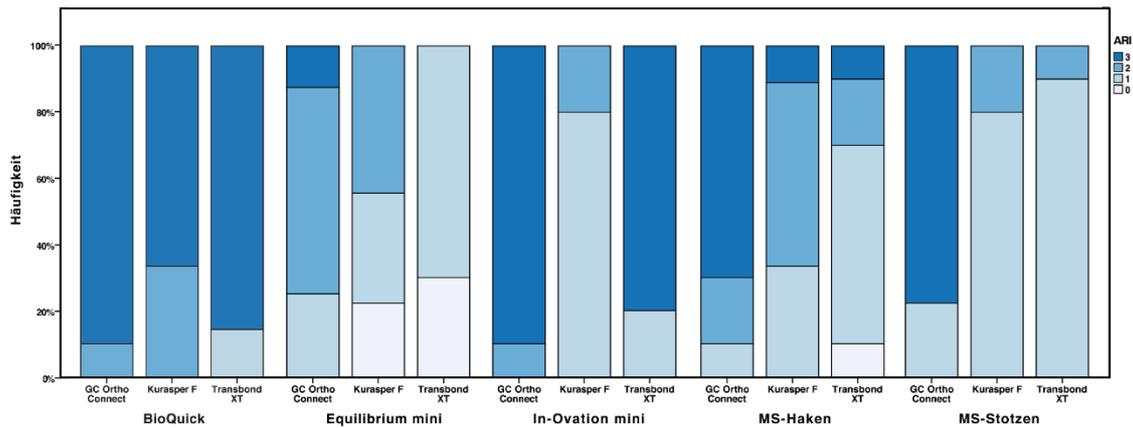


Abbildung 37: Auswertung des ARIs der Abzugversuche von Rinderzähnen. Die x-Achse zeigt die Brackets und auf der y-Achse ist die Häufigkeit der jeweiligen ARI Werte in Prozent abzulesen. Die ARI-Werte von 0-3 sind farblich gekennzeichnet.

Tabelle 26: Statistische Auswertung des ARIs für die Abzugversuche von Rinderzähnen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Bracket- und Adhäsivvergleich. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Adhäsiv	Bracket		ARI Retention		
			hoch	niedrig	
GC Ortho Connect	BioQuick	Anzahl	0	10	
		Standardisiertes Residuum	-1,0	,4	
	Equilibrium mini	Anzahl	2	6	
		Standardisiertes Residuum	1,2	-,4	
	In-Ovation mini	Anzahl	0	10	
		Standardisiertes Residuum	-1,0	,4	
	MS-Haken	Anzahl	1	9	
		Standardisiertes Residuum	-,1	,0	
	MS-Stotzen	Anzahl	2	7	
		Standardisiertes Residuum	1,1	-,4	
	Gesamt		Anzahl	5	42

Kurasper F	BioQuick	Anzahl	0	9
		Standardisiertes Residuum	-2,1	2,2
	Equilibrium mini	Anzahl	5	4
		Standardisiertes Residuum	,2	-,2
	In-Ovation mini	Anzahl	8	2
		Standardisiertes Residuum	1,3	-1,3
	MS-Haken	Anzahl	3	6
		Standardisiertes Residuum	-,7	,8
	MS-Stotzen	Anzahl	8	2
		Standardisiertes Residuum	1,3	-1,3
Gesamt	Anzahl	24	23	
Transbond XT	BioQuick	Anzahl	1	6
		Standardisiertes Residuum	-1,6	2,0
	Equilibrium mini	Anzahl	10	0
		Standardisiertes Residuum	1,5	-2,0
	In-Ovation mini	Anzahl	2	8
		Standardisiertes Residuum	-1,7	2,1
	MS-Haken	Anzahl	7	3
		Standardisiertes Residuum	,3	-,4
	MS-Stotzen	Anzahl	9	1
		Standardisiertes Residuum	1,1	-1,4
Gesamt	Anzahl	29	18	

Ein unabhängiger Vergleich der Adhäsivsysteme kann Abbildung 38 entnommen werden. Hierbei fällt wiederum die hohe Anzahl an ARI-Werten niedriger Retention bei dem Kleber GC Ortho Connect auf. Tabelle 27 zeigt außerdem für diesen Fall im Vergleich mit dem Adhäsiv Transbond XT, das einen vergleichsweise großen Prozentsatz an hohen Retentionswerten aufweist, eine statistische Auffälligkeit.

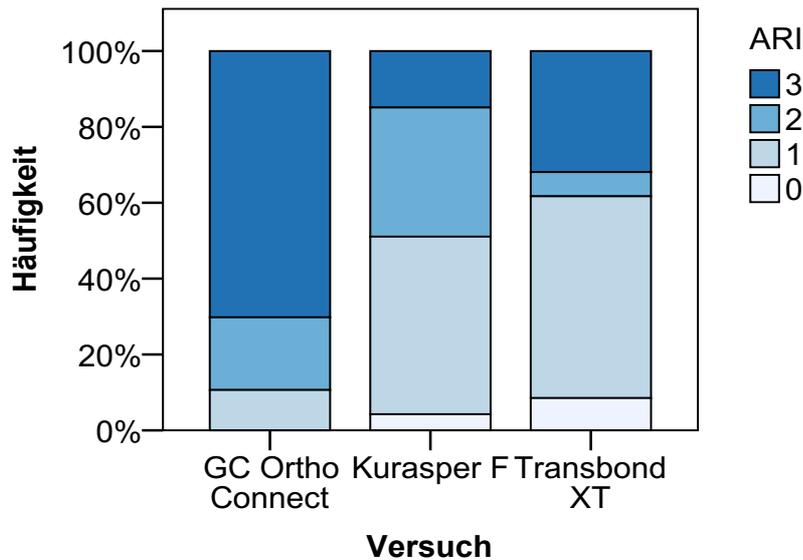


Abbildung 38: Auswertung des ARIs der Abzugversuche von Rinderzähnen. Die x-Achse zeigt die Adhäsive und auf der y-Achse ist die Häufigkeit der jeweiligen ARI Werte in Prozent abzulesen. Die ARI-Werte von 0-3 sind farblich gekennzeichnet.

Tabelle 27: Statistische Auswertung des ARIs für die Abzugversuche von Rinderzähnen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Adhäsivvergleich. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Adhäsiv		ARI Retention	
		hoch	niedrig
GC Ortho Connect	Anzahl	5	42
	Standardisiertes Residuum	-3,3	2,7
Kurasper F	Anzahl	24	23
	Standardisiertes Residuum	1,1	-,9
Transbond XT	Anzahl	29	18
	Standardisiertes Residuum	2,2	-1,8
Gesamt	Anzahl	58	83

3.3.2.2 Kunststoffringe

Die verschiedenen Brackets wurden weitergehend von den PMMA-Ringen abgezogen. Die Ergebnisse für diese Testreihe sind in Abbildung 39 und Tabelle 28 zusammengefasst. Im Gegensatz zu den Abzugversuchen von den bovinen Zähnen ist in diesem Fall das Adhäsiv GC Ortho Connect für seine durchweg hohen Retentionswerte auffällig. Hierbei ist außerdem hervorzuheben, dass nach dem

Durchführen der Experimente in 47,7 % der Fälle ein Restadhäsiv von 100 % auf der Bracketbasis verblieb. Tabelle 29 zeigt für diesen Fall außerdem eine statistische Auffälligkeit im Bracket-unabhängigen Vergleich der drei Adhäsivsysteme. Dieser Vergleich kann zusätzlich in grafisch aufbereiteter Form Abbildung 40 entnommen werden.

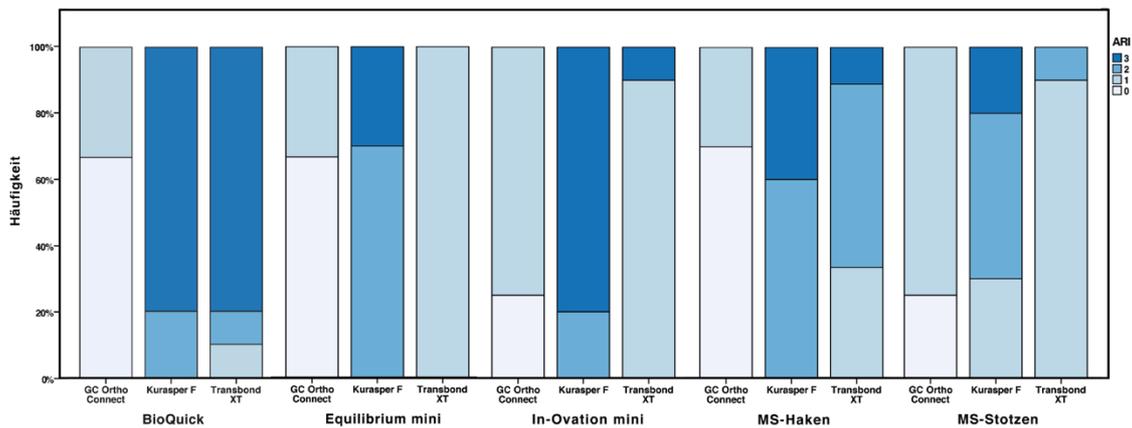


Abbildung 39: Auswertung des ARIs der Abzugversuche von PMMA-Ringen. Die x-Achse zeigt die Brackets und auf der y-Achse ist die Häufigkeit der jeweiligen ARI Werte in Prozent abzulesen. Die ARI-Werte von 0-3 sind farblich gekennzeichnet.

Tabelle 28: Statistische Auswertung des ARIs für die Abzugversuche von PMMA-Ringen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Bracket- und Adhäsivvergleich. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Adhäsiv	Bracket		ARI Retention	
			hoch	niedrig
GC Ortho Connect	BioQuick	Anzahl	9	0
		Standardisiertes Residuum	,0	
	Equilibrium mini	Anzahl	9	0
		Standardisiertes Residuum	,0	
	In-Ovation mini	Anzahl	8	0
		Standardisiertes Residuum	,0	
	MS-Haken	Anzahl	10	0
		Standardisiertes Residuum	,0	
	MS-Stotzen	Anzahl	8	0
		Standardisiertes Residuum	,0	
	Gesamt	Anzahl	44	0

Kurasper F	BioQuick	Anzahl	0	10
		Standardisiertes Residuum	-,8	,2
	Equilibrium mini	Anzahl	0	10
		Standardisiertes Residuum	-,8	,2
	In-Ovation mini	Anzahl	0	10
		Standardisiertes Residuum	-,8	,2
	MS-Haken	Anzahl	0	10
		Standardisiertes Residuum	-,8	,2
	MS-Stotzen	Anzahl	3	7
		Standardisiertes Residuum	3,1	-,8
Gesamt	Anzahl	3	47	
Transbond XT	BioQuick	Anzahl	1	9
		Standardisiertes Residuum	-2,1	2,9
	Equilibrium mini	Anzahl	9	0
		Standardisiertes Residuum	1,3	-1,8
	In-Ovation mini	Anzahl	9	1
		Standardisiertes Residuum	1,0	-1,4
	MS-Haken	Anzahl	3	6
		Standardisiertes Residuum	-1,2	1,6
	MS-Stotzen	Anzahl	9	1
		Standardisiertes Residuum	1,0	-1,4
	Gesamt	Anzahl	31	17

Im Gegensatz zu dem vermehrten Auftreten von hohen Retentionswerten für GC Ortho Connect kann bei den Versuchen mit dem Kleber Kurasper F nur in 6 % der durchgeführten Experimente ein hoher Retentionswert beobachtet werden. Mit Ausnahme des Brackets Micro Sprint mit Stotzenbasis ist für dieses Adhäsiv ein hundertprozentiges Vorkommen von ARI-Werten von 2 und 3 zu erkennen. Unter Verwendung des Adhäsivs Transbond XT ist wiederum das BioQuick statistisch auffällig. Es hat im Gegensatz zu den höheren Retentionen der anderen Brackets in 90 % der Experimente eine niedrige Retention.

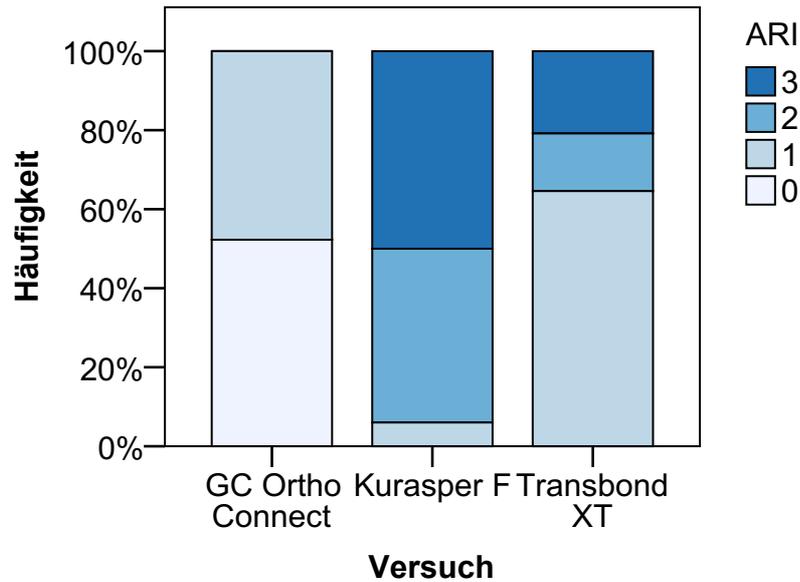


Abbildung 40: Auswertung des ARIs der Abzugversuche von PMMA-Ringen. Die x-Achse zeigt die Adhäsive und auf der y-Achse ist die Häufigkeit der jeweiligen ARI Werte in Prozent abzulesen. Die ARI-Werte von 0-3 sind farblich gekennzeichnet.

Tabelle 29: Statistische Auswertung des ARIs für die Abzugversuche von PMMA-Ringen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Adhäsivvergleich. Statistisch signifikante Ergebnisse sind rot dargestellt.

Adhäsiv		ARI Retention	
		hoch	niedrig
GC Ortho Connect	Anzahl	44	0
	Standardisiertes Residuum	4	-4,5
Kurasper F	Anzahl	3	47
	Standardisiertes Residuum	-4,7	5,2
Transbond XT	Anzahl	31	17
	Standardisiertes Residuum	,9	-1
Gesamt	Anzahl	78	64

Anhand einer 2-faktoriellen ANOVA konnte darüber hinaus ermittelt werden, ob ein Zusammenhang zwischen der Haftfestigkeit der verschiedenen Brackets und dem ARI besteht. Die mittlere Haftfestigkeit für Brackets, die einen hohen ARI von 0 oder 1 hatten, lag bei $\bar{x} = 11,63 (\pm 6,49)$ MPa. Brackets, die einen niedrigen ARI von 2 oder 3 aufwiesen, zeigten eine mittlere Haftfestigkeit von

$\bar{x} = 8,51 (\pm 4,84)$ MPa. Die ANOVA konnte nachweisen, dass es einen signifikanten Unterschied zwischen den Brackets mit hohen und niedrigen ARI-Werten in Bezug auf die Haftfestigkeit gibt.

4 Diskussion

Die Ergebnisse der Haftfestigkeitsprüfungen zeigen, dass von allen abgesicherten Bracket-Adhäsiv-Kombinationen die von REYNOLDS geforderten Haftfestigkeitswerte von 6 bis 8 MPa erreicht werden konnten (REYNOLDS 1975). Außerdem verblieb bei 80,3 % der abgesicherten Brackets mehr als 50% des Restadhäsivs auf der Bracketbasis. Nach dem Debonding der Brackets von bovinen Unterkieferinzisivi konnte kein Schmelzschaden verzeichnet werden, unabhängig der Art des Brackets, des Adhäsivs und der Testmethode.

4.1 Diskussion der Methode

Um eine wissenschaftliche Untersuchung der kieferorthopädischen Behandlung mittels Multibandtherapie durchführen und bewerten zu können, bedarf es eines standardisierten Testverfahrens, das eine möglichst geringe Anzahl an variablen Parametern zulässt. Nur hierdurch kann eine nachvollziehbare Gegenüberstellung der immer wieder neu auf dem Markt erscheinenden Materialien stattfinden. Die Vielzahl an Parametern, wie das Zahnmaterial, das verwendete Adhäsivsystem, das Basisdesign des Brackets sowie die Lagerung der Prüfkörper und die Abschergeschwindigkeit der Prüfmaschine können einen solchen Test beeinflussen und erschweren somit den Vergleich der Werkstoffe (CAL NETO & MIGUEL 2004; ELIADES & BOURAUUEL 2005; FOX et al. 1994).

Um einen derartigen Vergleich zwischen verschiedenen Studien und damit neu erscheinenden Brackets anbringen zu können, konnte vom Deutschen Institut für Normung die DIN 13990 verabschiedet werden, die zum einen die Untersuchung des Verbunds zwischen der Bracketbasis und des verwendeten Adhäsivs und zum anderen des Gesamtverbunds zwischen Zahn, Adhäsiv und Bracket beinhaltet. 2004 erklärten FOX ET AL., dass solch eine Standardisierung für den adäquaten Vergleich verschiedener Materialien und Studien unabdingbar ist (FOX et al. 1994).

Hierdurch soll weitergehend eine adäquate Gegenüberstellung zwischen in vivo- und in vitro-Analyse vorgenommen werden können. Die Messung der Haftfestigkeitswerte neu entwickelter Brackets in vivo stellt verschiedene Problematiken dar. Unter anderem sollte vor der in vivo Anwendung eine ausführliche und kritische Auseinandersetzung mit der Schmelzhaftung des jeweiligen Brackets und auch des verwendeten Adhäsivs erfolgen, sodass Schmelzausrisse beim Debonding vermieden werden können. Infolgedessen wurde auf die in vitro Untersuchung ausgewichen und diese ist somit Mittel der Wahl, um Materialien hinlänglich testen zu können. Die DIN 13990 beschreibt neben der Verwendung von humanen Zähnen die Möglichkeit des Einsatzes von bovinen Zähnen als Untergrundmaterial. Dies ist auf die nicht ausreichende Quantität sowie Qualität von extrahierten menschlichen Zähnen zurückzuführen. Zum einen soll die Schmelzoberfläche ausreichend plan sein und zum anderen ist es essenziell, dass weder Schmelzrisse noch andere Schmelzveränderungen sichtbar sind. Zusätzlich sollten die humanen Zähne dritte, nicht durchgebrochene, Molaren von Patienten zwischen 16 und 40 Jahren sein, welche chirurgisch entfernt wurden (DIN 13990-1:2009-05). In der Literatur wird das Verwenden von bovinen anstatt humanen Zähnen kontrovers diskutiert. OESTERLE ET AL. zeigten im Rahmen ihrer Arbeit, dass die Haftfestigkeit von adhäsiv befestigten Brackets auf Rinderzähnen zwischen 21 % und 44 % geringer ist als auf Menschenzähnen (OESTERLE et al. 1998). Durch diesen signifikanten Unterschied zwischen den beiden möglichen Materialien stehen RETIEF ET AL. einem Gebrauch boviner Zähne als Ersatzmaterialie eher kritisch gegenüber (RETIEF et al. 1990). Diametrale Ansichten hegen in diesem Bereich jedoch weitere Wissenschaftler, die den Gebrauch von Rinderzähnen als gleichwertigen Ersatz beschreiben (ODEGAARD & SEGNER 1988). NAKAMICHI ET AL. konnten beispielsweise nachweisen, dass unter der Verwendung von fünf Zementen und zwei Adhäsiven kein signifikanter Unterschied zwischen bovinen und humanen Zähnen zu erkennen war. Jedoch konnte eine generell niedrigere Haftfestigkeit bei den bovinen Zähnen registriert werden (NAKAMICHI et al. 1983). So halten SALEH ET AL. eine Substituierung durch Rinderzähne für realisierbar, da in ihren Forschungen zwar ein signifikanter Unterschied zu sehen war, dieser jedoch in den Untersuchungen zu berücksichtigen und in

die Ergebnisse mit einzubeziehen wäre (SALEH & TAYMOUR 2003). In der vorliegenden Arbeit kamen Rinderzähne der Firma Rocholl (Aglasterhausen, Germany) zum Einsatz. Als Weiterführung dieser Arbeit könnten Versuche mit humanen Zähnen einen Mehrwert hinsichtlich der Haftfestigkeitswerte und eventuellen Schmelzschäden bieten.

Im Rahmen dieser Dissertation wurden fünf unterschiedliche Brackets im Abscher- und Abzugversuch getestet. Um sie hinsichtlich ihrer Haftfestigkeit überprüfen und gegenüberstellen zu können, wurden sie mit den Adhäsiven Transbond XT, Kurasper F und GC Ortho Connect sowohl auf bovine Zähne als auch auf PMMA-Ringe geklebt. Neben der Gegenüberstellung der Brackets, konnten Vergleiche zwischen den Testmethoden der Abscher- und Abzugtests wie auch der Untergrundmaterialien Zahn und Ring angestellt werden. Im Anschluss an die durchgeführten Experimente konnte die Menge des auf der Bracketbasis verbliebenen Restadhäsivs mikroskopisch bestimmt und entsprechend des ARI eingeordnet werden (WETZEL et al. 2019).

Die Brackets wurden anhand ihrer verschiedenen Basisdesigns ausgewählt, so dass die Möglichkeit eines umfangreichen Vergleichs sowohl der Brackets als auch des Basisdesigns bestand. Das Bracket Equilibrium mini hat eine Basis aus Laserretentionen, welche durch Mikro- und Makroretentionen gekennzeichnet sind, während das In-Ovation mini durch eine 80 Gauge Single-Mesh Klebebasis charakterisiert wird. Die Brackets BioQuick und Micro Sprint verfügen über eine Basisgestaltung mit hakenförmigen Hinterschneidungen, und das neu entwickelte Micro Sprint zeichnet sich durch eine Stotzenbasis aus. Somit konnten verschiedene Basisgestaltungen aufgegriffen und in Form der unterschiedlichen Brackets miteinander verglichen werden. Ein besonderes Augenmerk wurde hierbei auf das neu entwickelte Micro Sprint Bracket mit Stotzenbasis gelegt, damit dessen Haftfestigkeitswerte und Debondingverhalten im Vergleich mit den auf dem Markt bereits etablierten Brackets bewertet werden kann.

Um eine Gegenüberstellung zu den bisher bestehenden Studien herstellen zu können, wurde das Adhäsiv Transbond XT verwendet. Des Weiteren sollte dieses mit den Adhäsiven Kurasper F und GC Ortho Connect verglichen werden.

Das Adhäsiv spielt bei der Prüfung verschiedener Brackets und somit auch verschiedener Basisdesigns eine entscheidende Rolle (HOLZMEIER et al. 2006; HOLZMEIER et al. 2008). Durch ein nicht geeignetes Adhäsivsystem kann ein vorzeitiger Haftverlust zustande kommen, was mit einer Bracketablösung einhergehen kann. Nach einer Wiederbefestigung des gelösten Brackets kann meist nicht die initiale Haftfestigkeit erreicht werden, was die Gefahr eines erneuten Verlusts des Brackets birgt (BISHARA et al. 2002; CHOO et al. 2001; MIZRAHI 1982). Trotz eines im Vorhinein geplanten Therapieverlaufs und der Abstimmung der verschiedenen Brackets mit den Adhäsiven kommt es im klinischen Alltag zuweilen zu einem vorzeitigen Ablösen eines oder mehrerer Brackets. KRINGS ET AL. konnten in ihrer Untersuchung über die klinische Bruchhäufigkeit von Klebebrackets herausfinden, „dass nach 38 Monaten noch 93,4 % der Brackets im Oberkiefer und 90,4 % der Brackets im Unterkiefer unverändert in situ“ (KRINGS et al. 1988) waren. Im Rahmen dieser Studie lag die Bruchstelle in 90 % der Ablösungen zwischen Metall und Adhäsiv (KRINGS et al. 1988). Das Problem einer vorzeitigen Bracket-Ablösung liegt nicht nur in einem zeitlichen Mehraufwand für Patient und Behandler, sondern auch in einer Verlängerung der Therapie (KRINGS et al. 1988; MILLETT et al. 1998).

Laut der DIN 13990 sollen die Zähne nach ihrer Extraktion für eine Woche in 0,5%iger Chloramin T-Lösung und daraufhin bis zum Start der Versuchsreihe, höchstens 6 Monate, in destilliertem Wasser gelagert werden. Untersuchungen von CARLI ergaben, dass das Lagerungsmedium die Scherhaftfestigkeitswerte beeinflusst. Hierbei konnten außerdem Unterschiede zwischen bovinen und humanen Zähnen festgestellt werden (CARLI 2011). Dahingegen konnte FARRET in seiner Studie über den Einfluss des Lagerungsmediums auf die Haftfestigkeit zwischen 0,1%igem Thymol und destilliertem Wasser keine signifikanten Unterschiede feststellen. In seiner Studie wurde weitergehend ein Augenmerk auf die Abschergeschwindigkeit der Universalprüfmaschine gelegt. Im Zuge dessen unterschied er zwischen Geschwindigkeiten von 0,5 mm/min, 1,0 mm/min und 2,0 mm/min. Laut seinen Ergebnissen hatten die verschiedenen Geschwindigkeiten keinen signifikanten Einfluss auf die Haftfestigkeitswerte (FARRET et al. 2010).

Ähnliche Ergebnisse konnten auch LINDEMUTH & HAGGE erlangen, bei deren Studie sich die Haftfestigkeit bei einer Erhöhung der Abschergeschwindigkeit von 1 mm/min auf 5 mm/min, beziehungsweise 10 mm/min, zwar reduzierte, jedoch ohne Signifikanz (LINDEMUTH & HAGGE 2000). In der vorliegenden Arbeit wurde sich strikt an die DIN 13990 gehalten und somit die Anforderungen an die Lagerung der Zähne eingehalten als auch die Abschergeschwindigkeit auf 1 mm/min gewählt.

Nachdem die Zähne aus ihrem Behältnis genommen wurden, wurden sie mit Setzwachs auf der PTFE-Grundplatte positioniert. An dieser Stelle musste, vor allem bei den für die Abzugprüfungen vorgesehenen Zähnen, darauf geachtet werden, dass die Fläche für das Bracket parallel zur geplanten Scherrichtung erfolgt. Dies ist essenziell, da einige Rinderzähne Wölbungen innerhalb ihrer Labialfläche aufweisen. Bei einer nicht korrekten Ausrichtung wäre ein ebenes Anbringen der Brackets und somit ein flächiges Anlegen des Abscherbügels bzw. des Zugstabs nicht möglich.

Bei der Reinigung der Zähne war auf ein genaues Einhalten der DIN-Norm zu achten, da verfärbte oder mit Schmelzrissen versehene Zähne nach der Säuberung verworfen werden mussten, um ein exaktes Ergebnis der Prüfungen zu garantieren. Die Norm beschreibt eine Verwendung von 37%iger Phosphorsäure zur Ätzung des Schmelzes. Bei der Anätzung des Zahnschmelzes war vor allem klinisch darauf zu achten, dass nur die für das Bracket vorgesehene Stelle angeätzt wurde. DIEDRICH konnte nachweisen, dass die Umgebung der eigentlichen Ätzfläche durch die Säure auch angegriffen wurde und somit nicht mehr vollständig intakt war. Diese Flächen wurden weitergehend untersucht und es konnte festgestellt werden, dass durch Speichelpräzipitate oder Abrasionen, beispielsweise in Folge von abrasivem Zähneputzen, eine Reparatur stattfindet. Allerdings war nach vier Monaten noch kein Restitutio ad integrum hergestellt (DIEDRICH 1981).

Nachdem die für die Brackets vorgesehenen Stellen geätzt und abgespült wurden, müssen sie vollständig getrocknet werden. Dies muss mit ölfreier Druckluft geschehen, da ansonsten eine Schmierschicht auf dem Zahn zurückbleibt. Bei

der Verwendung der unterschiedlichen Adhäsivsysteme wurde sich strikt an die jeweilige herstellereigenspezifische Gebrauchsanleitung gehalten. Somit kann sichergestellt werden, dass der Vergleich sowohl realitätsnah ist und auch klinische Schlüsse ermöglicht. Ein prägnanter Unterschied der Adhäsive besteht in der Methode der Aufbringung. Die Adhäsive Transbond XT und Kurasper F sind zweizeitige Materialien, während bei der Verwendung von GC Ortho Connect nur ein Schritt zur Befestigung der Brackets vonnöten ist. Dies resultiert in einer Zeiteinsparung beim Anbringen der Brackets und hierdurch einer Verminderung von Fehler- und Kontaminationsquellen (BISHARA et al. 2004). Bei der Anbringung der Brackets ist darauf zu achten, dass sie auf der höchsten Zirkumferenz der Labialfläche des Zahnes angebracht werden, sodass weder am distalen noch am mesialen Ende des Brackets eine Erhöhung erkennbar ist. Jene würde zu einem nicht flächigen Anliegen des Zugscherbügels führen, woraufhin der Zahn-Bracket-Verbund für die Versuchsreihe zu verwerfen wäre. Außerdem sollte die okklusale Seite des Brackets möglichst parallel zur Schneidekante des Rinderzahns ausgerichtet werden, damit ein realistischer Aufbau gewährleistet ist. Nun müssen die Zähne für 24 (± 2) Stunden in destilliertem Wasser aufbewahrt werden. In der vorliegenden Arbeit wurde der Zahn-Adhäsiv-Bracket Gesamtverbund keiner Temperaturwechselbehandlung ausgesetzt. Dies wäre für weiterführende Versuchsreihen möglich und könnte Korrelationen zu Temperatureinflüssen in vivo darlegen. In der Literatur stehen sich diesbezüglich unterschiedliche Positionen gegenüber. So konnte auf der einen Seite eine Verminderung der Haftfestigkeit nachgewiesen werden, nachdem die dynamischen Temperaturschwankungen in der Mundhöhle simuliert wurden (BISHARA et al. 2003; DAUB et al. 2006; MEGURO et al. 2005). Andererseits konnten von SIGNORELLI ET AL. keine signifikanten Unterschiede der Scherhaftfestigkeit mit beziehungsweise ohne Thermocycling beobachtet werden (SIGNORELLI et al. 2006). AMM ET AL. fügten zwischen die Kerntemperaturen von 5 °C und 55 °C noch einen Zwischenschritt von 37 °C ein, um eine realistischere Darstellung der Situation in vivo simulieren zu können. Hierbei konnten keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zu einer Wasserlagerung von 6 Stunden verzeichnet werden (AMM et al. 2008). GALE UND DARVELL beschäftigten sich 1999 mit 130 Studien von 99 Autoren zum Thema

Thermocycling. Dabei konnten sie feststellen, dass die Untersuchungen sehr widersprüchlich waren. Für alle Studien konnte allerdings ein Anstieg des Leakage mit thermischer Belastung festgestellt werden. Sie erklärten, dass bislang noch nicht nachgewiesen werden konnte, dass die zyklischen Tests für die klinischen Fehler relevant sind (GALE & DARVELL 1999).

Nach der Trocknung der Zähne konnte der Verbund in die Universalprüfmaschine eingespannt werden. Hierbei war darauf zu achten, dass der Zugscherbügel unterhalb der Basis des Brackets gleichmäßig der Labialfläche des Zahns auflag. Nur so konnte gewährleistet werden, dass bei der Kraftausübung kein Drehmoment entstand und der Bügel nicht unter die Flügel des Brackets rutschte, da eine Kraftausübung an der Basis signifikant höhere Haftfestigkeitswerte bewirkt als an den Flügeln oder der Ligaturenrinne. Außerdem konnte hierbei eine größere Menge an Adhäsiv nach dem Debonding an der Bracketbasis festgestellt werden (KLOCKE & KAHL-NIEKE 2005).

Neben der Haftfestigkeit einer Bracket-Adhäsiv Kombination spielt auch das Verhalten beim Debonding eine entscheidende Rolle. Beim Entfernen des Brackets gilt es zu untersuchen, wieviel Adhäsiv am Bracket haftet, bzw. wie groß der Anteil des auf dem Schmelz zurückbleibenden Adhäsivs ist. Um diese Restmenge einzuordnen und vergleichbar zu machen, entwickelten ÅRTUN UND BERGLAND 1984 den ARI (ÅRTUN & BERGLAND 1984). Wie bereits in Kapitel 2.4 beschrieben, wird dieser in vier Gruppen unterteilt. Bei der Untersuchung des Restadhäsivs ist weiterhin darauf zu achten, ob durch das Debonding an den Zähnen Schmelzschäden aufgetreten sind. Hierfür wurde jeder Zahn unter dem Mikroskop begutachtet. Der ARI-Index gilt als Bestandteil vieler Untersuchungen, welche sich mit der Haftfestigkeit und dem Debonding von Brackets befassen. Dahingegen halten O'BRIEN ET AL. ihn für zu subjektiv und dadurch nur bedingt für den Vergleich mehrerer Studien zu gebrauchen (O'BRIEN et al. 1988).

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Um einen möglichst reibungslosen und erfolgreichen Therapieverlauf zu gewährleisten, ist es von außerordentlicher Bedeutung, die stetig voranschreitende

Technik und neue Erkenntnisse in die Behandlung mit einzubeziehen. Hierbei sieht auch die Industrie sowohl die Chance als auch die Aufgabe, sich und ihre Materialien fortwährend weiterzuentwickeln. Dies kann nur gewährleistet werden, wenn neu entwickelte Materialien konsequent erprobt werden und somit eine Sicherung der Qualität stattfinden kann.

Damit die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bewertet werden können, muss ein Vergleich mit Resultaten von bereits in der Literatur vorhandenen Studien erfolgen. Viele dieser Studien berufen sich auf Untersuchungen von REYNOLDS, welcher eine Haftfestigkeit im Bereich von 6 bis 8 MPa für den klinischen Erfolg einer Brackettherapie als ausreichend erachtet (REYNOLDS 1975). DIEDRICH wiederum beschreibt einen Haftfestigkeitsbereich zwischen 5 und 10 MPa als genügend (DIEDRICH 2000). Da die meisten Studien in vitro durchgeführt werden, sollten bei der Folgerung für den klinischen Alltag verschiedene Umweltfaktoren Berücksichtigung finden. So konnten KHANEHMASJEDI ET AL. herausfinden, dass die Scherhaftfestigkeit der befestigten Brackets durch eine Speichelkontamination signifikant gesenkt wurde (KHANEHMASJEDI et al. 2017). RETAMOSO ET AL. erklärten, dass bei ihren Untersuchungen die Speichelkontamination zwar einen kleinen Einfluss hatte, jedoch keine signifikanten Unterschiede zu erkennen waren. Allerdings war bei dem Kontakt von Transbond XT und Speichel eine geringere Menge Restadhäsiv am Zahn sichtbar, wodurch der ARI für diese Versuchsreihe geringere Werte hervorbrachte (RETAMOSO et al. 2009). Ein weiterer Einflussfaktor ist die Art des Debondings. Laut KATONA ET AL. kann sich die Haftfestigkeit eines adhäsiv angebrachten Brackets je nach Debonding-Methode unterscheiden (KATONA & LONG 2006). Die Krafrichtung und somit auch die Kenntnis über jene spielt für die Ermittlung der Haftwerte und des ARIs eine entscheidende Rolle (KLOCKE & KAHL-NIEKE 2006). Diese unterschiedlichen Einflussfaktoren sollten bei der Gegenüberstellung unterschiedlicher Studien Berücksichtigung finden, um eine möglichst korrekte Ergebnisdiskussion zu gewährleisten.

Um die Ergebnisse der vorliegenden Studie adäquat diskutieren zu können, wurde ein besonderes Augenmerk auf die Vergleichbarkeit zur Dissertation „Scherhaftfestigkeit von kieferorthopädischen Brackets mit unterschiedlichem

Design der Basis“ von MAXIMILIAN DIEMER gelegt (DIEMER 2016). Im Rahmen dieser Arbeit wurden 9 verschiedene Brackets, davon 6 aus Metall und 3 Keramikbrackets, untersucht. Er verwendete das Adhäsiv Transbond XT und testete die Haftfestigkeit der jeweiligen Brackets durch Abscherversuche nach DIN 13990 und durch Debonding von Kunststoffringen nach einer eigens von der Firma Forestadent entwickelten Methode (DIEMER 2016). Durch die Verwendung des BioQuick Brackets für OK1 kann ein Vergleich angestellt werden, bei dem jegliche Rahmenbedingungen und verwendete Materialien vergleichbar bis identisch sind. Lediglich die Chargen der Brackets, des Adhäsivs und der Untergrundmaterialien Rinderzahn und Kunststoffring unterscheiden sich.

Ein Vergleich ist in Abbildung 41 und Abbildung 42 dargestellt. Hierbei liegen die mittleren Scherhaftfestigkeiten beim Debonding von Rinderzähnen bei DIEMER bei 16,07 ($\pm 2,74$) MPa und bei der vorliegenden Arbeit bei 10,64 ($\pm 2,77$) MPa für das Bracket BioQuick und das Adhäsiv Transbond XT. Vergleichbar sind weiterhin die Scherhaftfestigkeiten unter der Verwendung von PMMA-Ringen. Die berechneten Mittelwerte befinden sich bei 7,47 ($\pm 1,77$) MPa in DIEMERS Studie sowie 8,98 ($\pm 1,19$) MPa für die vorliegende Arbeit (DIEMER 2016). DIEMER untersuchte außerdem die Bracketbasen unter dem Mikroskop, um die

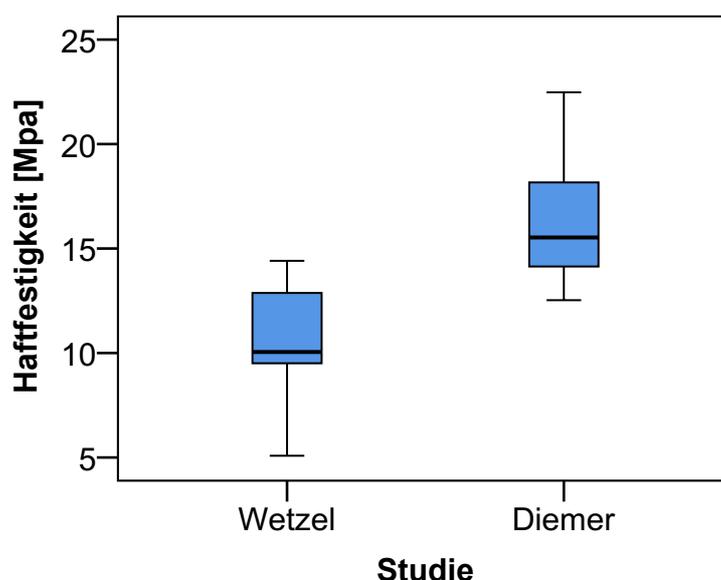


Abbildung 41: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen des BioQuick Brackets in Kombination mit Transbond XT auf Rinderzähnen. Auf der x-Achse sind die vorliegende Studie und die Studie von DIEMER aufgelistet und die y-Achse stellt die Haftfestigkeit in MPa dar.

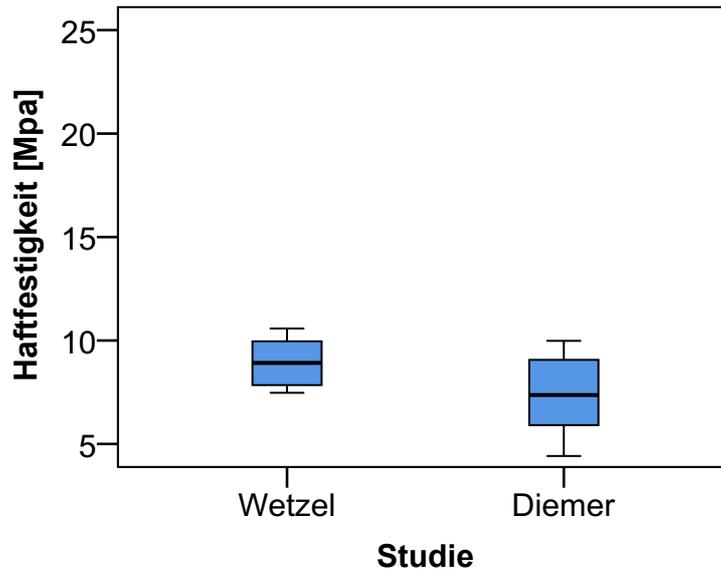


Abbildung 42: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen des BioQuick Brackets in Kombination mit Transbond XT auf Kunststoffringen. Auf der x-Achse sind die vorliegende Studie und die Studie von DIEMER aufgelistet und die y-Achse stellt die Haftfestigkeit in MPa dar.

Menge des Restadhäsivs auf den Basen herauszufinden. Beim Vergleich des ARIs ist festzustellen, dass beide Studien bei der Auswertung der Klebereste nach dem Debonding des BioQuick Brackets von Kunststoffringen 100 % hohe Retentionswerte aufweisen. Dies bedeutet, dass generell mehr als 50 % des Restadhäsivs auf der Bracketbasis zu finden war. Die ARI-Werte nach dem Abschneiden gemäß der DIN 13990-2 zeigen bei DIEMER in 88 % der Fälle Werte von 0 und 1, in der vorliegenden Arbeit sind in 55 % hohe Retentionen zu erkennen (DIEMER 2016).

Weitergehend hat DIEMER das Verhalten des Brackets Micro Sprint untersucht. Es besitzt ebenso wie das BioQuick eine Basis mit hakenförmigen Unterschneidungen. Das Bracket Micro Sprint erreichte bei den Messungen von DIEMER sowohl unter Verwendung von bovinen Zähnen als auch beim Debonding von PTFE-Ringen die höchsten Scherhaftfestigkeiten. Mit $19,32 (\pm 3,16)$ MPa, geprüft nach DIN 13990-2, beziehungsweise $11,59 (\pm 2,13)$ MPa für die Versuche mit dem PTFE-Ring sind die geforderten Werte von REYNOLDS deutlich übertroffen (REYNOLDS 1975). Beim Vergleich des ARI sind besonders hohe Retentionen auffallend. Sowohl bei der Arbeit von DIEMER als auch bei der vorliegenden Arbeit sind nur hohe Retentionswerte zu verzeichnen.

Des Weiteren soll eine zusätzliche Gegenüberstellung der beiden Studien erfolgen. Hierbei steht die Verwendung von Kunststoffringen als Ersatz für bovine oder humane Zähne für Abscher- und Abzugversuche im Mittelpunkt. Der Einsatz von PTFE-Ringen ist vor allem in Anbetracht der immensen Menge an durchzuführenden Untersuchungen sowohl zeitsparender als auch kostengünstiger. Besonders in einem Unternehmen, das sich mit der stetigen Weiterentwicklung und Ausarbeitung ihrer bestehenden Materialien auseinandersetzt, ist die kritische Überprüfung der Weiter- und Neuentwicklungen eine Kernaufgabe. Um diese Aufgabe kosten- und zeitsparend meistern zu können, wäre es von großem Vorteil, die Zähne vollständig durch Kunststoffringe ersetzen zu können. Dies ist jedoch nur möglich, wenn die Ringe entweder die gleichen Ergebnisse wie bovine oder humane Zähne liefern oder ein adäquater Umrechnungsfaktor für die beiden Materialien vorliegt. DIEMER konnte einen mittleren Faktor von 1,66 konstatieren, der zeigt, dass die Brackets um den Faktor 1,66 besser am Zahn als auf dem PMMA-Ring haften. Hierbei waren jedoch große Streuungen zu erkennen, sodass der kleinste Umrechnungsfaktor für das Bracket QuickKlear bei 1,09 lag. Der größte Faktor konnte mit 2,15 für das Bracket BioQuick4 gemessen werden. Somit schlussfolgerte DIEMER, dass mit dem Mittelwert 1,66 kein einheitlicher Umrechnungsfaktor gefunden werden konnte. In der vorliegenden Arbeit konnten die Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfungen von Rinderzähnen und Kunststoffringen für drei verschiedene Adhäsivsysteme verglichen werden. Hierdurch konnten drei Umrechnungsfaktoren gewonnen werden. Um einen Bezug zur Literatur herstellen zu können, sei an dieser Stelle exemplarisch die Faktorberechnung für das Adhäsiv Transbond XT dargestellt. In Tabelle 30 werden die Haftfestigkeitswerte der Abscherversuche an Zähnen und Ringen gegenübergestellt und mit einem für das jeweilige Bracket ermittelten Umrechnungsfaktor versehen. Der gebildete Mittelwert aus diesen Faktoren liegt bei 1,41. Somit kann die höchste Diskrepanz zu dem Bracket BioQuick mit dem Faktor 1,18 und einer prozentualen Abweichung von ca. 16,3% konstatiert werden.

Tabelle 30: Gegenüberstellung der Haftfestigkeitswerte mit entsprechenden Standardabweichungen und Errechnung eines Umrechnungsfaktors der Zahn- und Ringversuche.

Zahnversuche		Ringversuche		Faktor
Bracket	Haftfestigkeit [MPa]	Bracket	Haftfestigkeit [MPa]	
Micro Sprint Hakenbasis	16,64(±3,94)	Micro Sprint Hakenbasis	10,56(±1,20)	1,58
Micro Sprint Stotzenbasis	18,33(±2,37)	Micro Sprint Stotzenbasis	11,60(±1,74)	1,58
Equilibrium mini	22,64(±4,42)	Equilibrium mini	14,80(±3,03)	1,53
In-Ovation mini	19,85(±2,40)	In-Ovation mini	16,33(±2,29)	1,22
BioQuick	10,64(±2,77)	BioQuick	8,98(±1,19)	1,18
Gesamt	17,62	Gesamt	12,454	1,41

Darüber hinaus liegen die Umrechnungsfaktoren bei der Verwendung von Kurasper-F bei 1,11 und für das Adhäsivsystem GC Ortho Connect bei 1,70. Hieran ist zu erkennen, dass die Umrechnung der Haftfestigkeit für verschiedene Adhäsive nicht mit dem gleichen Faktor möglich ist. Generell beinhaltet die Umrechnung eine Ungenauigkeit, die keine vollständigen Schlüsse der Scherhaftfestigkeit der Brackets von Kunststoffringen auf Rinderzähne zulässt. Es kann jedoch eine Tendenz erkannt werden, welche eine grobe Überschlagsrechnung ermöglicht und die Ringe somit für initiale Testreihen verwendet werden können. Außerdem konnte durch eine 2-faktorielle ANOVA festgestellt werden, dass die Unterschiede zwischen den verschiedenen Brackets auf beiden Untergrundmaterialien gleich groß sind. Somit kann aus den Versuchen mit den Kunststoffringen auf das tendenzielle Verhalten der mechanischen Kennwerte der Brackets auf Rinderzähnen geschlossen werden. Um allerdings die absoluten mechanischen Kennwerte zu vergleichen und um vor allen Dingen Schmelzschäden vor der klinischen Anwendung ausschließen zu können, sind Scherhaftfestigkeitsversuche von humanen oder bovinen Zähnen unabdingbar.

Da die Verwendung von Transbond XT als Standardmaterial in der Untersuchung der Haftfestigkeiten von Brackets gilt, wurde hierfür eine beträchtliche Anzahl an

Studien vorgenommen. SHARMA ET AL. verwendeten Transbond XT, um einen Vergleich zwischen 6 verschiedenen Brackets anzustellen. Hierbei wurden diese gruppiert und zum einen 1 Stunde nach dem Bekleben von Rinderzähnen abgeschert und zum anderen nach 24 Stunden. Zusammenfassend liegen die Haftwerte für die Abscherversuche nach 1 Stunde bei 2,13 – 6,76 MPa und nach 24 Stunden bei 2,21 – 9,73 MPa (SHARMA-SAYAL et al. 2003).

Eine weitere Untersuchung, in der das Adhäsivsystem Transbond XT Anwendung fand, stammt von CHRISTIAN MIHLAN aus dem Jahr 2012. Der Versuchsaufbau erfolgte wie bei der vorliegenden Arbeit nach DIN 13990 und kann daher als Vergleich zu den Ergebnissen dieser Arbeit herangezogen werden. MIHLAN verwendete jedoch, statt der hier eingesetzten bovinen Zähne, humane Zähne, welche er nach dem Einbetten in Kunststoff und dem Vorbehandeln entsprechend der DIN mit verschiedenen Brackets beklebte. Es kamen 6 unterschiedliche Metallbrackets zum Einsatz, die allesamt mit dem Adhäsiv Transbond XT auf dem Zahnschmelz befestigt wurden. Die Versuchskörper wurden in zwei Gruppen unterteilt, wobei die eine Gruppe vor dem Debonding einer Temperaturwechselbehandlung von 500 Zyklen zwischen 5 °C und 55 °C unterzogen wurde. MIHLAN konnte keine signifikanten Unterschiede zwischen den Scherhaftfestigkeitswerten der temperaturwechselbehandelten Zahn-Adhäsiv-Bracket Verbindungen und der ohne jene Behandlung abgescherten Brackets feststellen. Im Hinblick auf die Vergleichbarkeit werden im weiteren Verlauf nur die Versuche ohne Thermocycling berücksichtigt. Von den untersuchten Brackets entstammen mit dem Mini Mono, dem Mini Sprint und dem Quick 2.0 drei der Firma Forestadent. Das Quick 2.0 konnte mit 21,52 (\pm 5,7) MPa die höchsten Haftfestigkeitswerte erreichen. Darauf folgen das Mini Mono mit 21,13 (\pm 4,5) MPa und das Mini Sprint mit 19,91 (\pm 6,4) MPa. Das Bracket Discovery SL von Dentauro erreicht 17,56 (\pm 4,1) MPa und die Haftwerte des von 3M Unitek angebotenen Brackets Smart Clip SL lagen bei 14,42 (\pm 5,8) MPa. Die niedrigsten Werte erzielte das Bracket InOvation R von GAC mit 12,66 (\pm 4,7) MPa. Der Mittelwert aller von Mihlan untersuchten Brackets betrug 17,80 (\pm 5,7) MPa. Dies entspricht mit 17,81 (\pm 5,11) MPa, für die Brackets die mit Transbond XT am Zahn befestigt

und daraufhin abgeschert wurden, etwa dem Mittelwert der vorliegenden Studie. Für diesen Fall lässt sich dementsprechend kein signifikanter Unterschied zwischen der Verwendung von humanen und bovinen Zähnen als Untergrundmaterial ermitteln. Vergleicht man jedoch die Haftfestigkeitswerte des Quick 2.0 mit denen seines Nachfolgers BioQuick, liegt das neuere Bracket mit einer mittleren Haftfestigkeit von 10,64 ($\pm 2,77$) MPa deutlich unterhalb des Wertes des Quick 2.0 (21,52 ($\pm 5,7$) MPa). Ein Vergleich des ARI mit der Studie von MIHLAN ist nicht möglich, da bei dieser eine modifizierte Einteilung in fünf Stufen zur Verwendung kam (MIHLAN 2012).

Darüber hinaus existieren Studien, welche die Adhäsivsysteme Transbond XT und Kurasper F miteinander vergleichen. KORBMACHER, HUCK UND KAHL-NIEKE untersuchten hierbei den Effekt von Fluorid freisetzenden Adhäsiven. Da Kurasper F kontinuierlich eine kleine Menge an Fluorid an die Zahnoberfläche freisetzt, war es Gegenstand dieser Untersuchung. Dementsprechend wurden für jedes Adhäsiv jeweils 20 Mini Diamond Brackets (Ormco, Brea, USA) auf humane Inzisivi und Prämolaren geklebt. Die Gruppe der Zähne, die mit Transbond XT beklebt wurde, wurde für 20 s mit 37%iger Phosphorsäure angeätzt und nach Anbringen der Brackets für 20 s mit einem Halogenlicht gehärtet. Im Gegensatz zur vorliegenden Arbeit wurden die Zähne vor dem Bekleben mit Kurasper F jedoch 40 s mit K-etchant, einer 40%igen Phosphorsäure angeätzt. Daraufhin wurde F-Bond aufgetragen und für 10 s gehärtet. Anschließend konnten die Mini Diamond Brackets mithilfe der Paste positioniert werden und diese wurde nach Anleitung des Herstellers für je 20 s von mesial und distal ausgehärtet. Außerdem wurden alle beklebten Zähne für 48 Stunden in destilliertem Wasser bei 37 °C gelagert, was die Lagerungszeit zur vorliegenden Studie verdoppelt. Beim Abscheren der Brackets wurde eine Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min verwendet und darauf geachtet, dass der Zugscherbügel nah an der Bracketbasis an den Flügeln angesetzt wurde. Beim Debonding der Brackets unter der Verwendung von Transbond XT von den Inzisivi konnte eine mittlere Haftfestigkeit von 11,40 MPa gemessen werden. Beim Abscheren von den Prämolaren betrug sie 10,37 MPa. Die Brackets, welche mit Kurasper F auf den humanen Inzisivi befestigt wurden,

zeichneten sich durch eine mittlere Scherhaftfestigkeit von 14,50 MPa aus. Wiederum lagen die Werte bei den Prämolaren etwas niedriger (13,06 MPa). Infolgedessen konkludierten KORBMACHER ET. AL, dass das Fluorid freisetzende Adhäsiv Kurasper F die Haftfestigkeit von Brackets nicht reduziert. In der vorliegenden Arbeit konnte für alle Brackets, die von bovinen Zähnen abgeschert und das Adhäsiv Transbond XT verwendet wurde, eine mittlere Scherhaftfestigkeit von 17,81 ($\pm 5,11$) MPa gemessen werden. Unter der Verwendung von Kurasper F liegen die Haftfestigkeitswerte im Mittel bei 18,35 ($\pm 4,75$) MPa. Somit konnten bei KORBMACHER ET. AL 75 % aller getesteten Bracket-Zahn-Verbindungen Werte erreichen, die Haftfestigkeitswerte von 8-9 MPa überschreiten (KORBMACHER et al. 2006). In dieser Arbeit, lediglich unter der Berücksichtigung aller vom Rinderzahn abgescherten Brackets, konnten Werte erreicht werden, die in 97,9 % der Fälle eine Haftfestigkeit höher als 9 MPa erwirken.

YAMAMOTO ET AL. untersuchten in ihrer Studie die Haftfestigkeit vier verschiedener Adhäsivsysteme in Abhängigkeit der Zeit. Unter anderem verwendeten sie das System Kurasper F und wendeten es nach der Gebrauchsanleitung unter der Verwendung der 40%igen Phosphorsäure K-etchant an. Sie maßen die Scherhaftfestigkeitswerte nach einer Lagerung von 5 Minuten, 10 Minuten, 60 Minuten und 24 Stunden. Für den Vergleich zur vorliegenden Studie sollen nur die Bracket-Adhäsiv-Zahn Verbindungen berücksichtigt werden, deren Debonding nach 24 Stunden vollzogen wurde. Die mittlere Haftfestigkeit der 10 abgescherten Brackets betrug 11,2 ($\pm 3,2$) MPa. Das auf dem Bracket verbliebene Restadhäsiv lag in 70 % der Fälle bei über 50 %. Zwei von zehn Versuchen zeichnen sich durch einen ARI-Wert von 0 aus und bei einem Versuch konnte weniger als 50 % des Restadhäsivs auf der Bracketbasis festgestellt werden (ARI-Wert 2). Ein ARI-Wert von 3 war nicht vorhanden (YAMAMOTO et al. 2006). In der vorliegenden Studie beträgt die mittlere Scherhaftfestigkeit aller untersuchten Brackets zusammengefasst unter der Verwendung von Kurasper F, die vom bovinen Zahn abgeschert wurden, 18,35 ($\pm 4,75$) MPa. Die ARI-Werte lagen hierbei, bei einer Gesamtheit von 49 abgescherten Brackets, in 86 % der Fälle bei einem Wert von 1, in 6 % bei einem ARI-Wert von 2 und bei 4 Brackets war der Wert nicht messbar.

Weiterhin beschäftigt sich die vorliegende Studie mit der Untersuchung zweier Debondingmethoden. So wurde die Hälfte aller Brackets von ihrem Untergrund abgeschert und wiederum die Hälfte abgezogen. Hierbei kam ein speziell entwickelter Zugstab zum Einsatz, der sich durch seine verstellbaren Haken optimal unter den Flügeln verschiedener Brackets anbringen ließ. Bereits REYNOLDS und VON FRAUNHOFER untersuchten 1977 die Abzugkräfte, welche nötig waren, um ein Bracket von seinem Untergrund zu lösen. Es gelte jedoch spezielle Techniken zu entwickeln, die nicht die Möglichkeit zuließen, dass das Bracket bricht, bevor die Verbindung des Brackets zum Untergrund nachgibt. REYNOLDS und VON FRAUNHOFER schilderten, dass partiell die Haftfestigkeit des Verbundes die Festigkeit der Brackets an sich übersteige. Aus diesem Grund kamen, aller Voraussicht nach, häufig Scherhaftfestigkeitsprüfungen zum Einsatz (REYNOLDS & VON FRAUNHOFER 1977).

AASRUM ET AL. untersuchten die Zughaftfestigkeit von Brackets, die hauptsächlich mit Fluorid freisetzenden Adhäsiven befestigt wurden. Aus Vergleichsgründen kam hier jedoch das Adhäsivsystem Transbond XT zum Einsatz. Sie verwendeten humane Zähne, deren zu beklebende Schmelzfläche für 60 Sekunden mit 40%iger Phosphorsäure geätzt und daraufhin mit Wasser abgespült und getrocknet wurde. Die Brackets wurden unter strenger Berücksichtigung der Gebrauchsanleitung mithilfe von Transbond XT auf 20 Prämolaren geklebt und nach 24-stündiger Lagerung mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min abgezogen. Unter Beachtung aller Brackets ergab sich eine mittlere Haftfestigkeit von 5,1 MPa. In der vorliegenden Arbeit erfüllen 47 Abzugversuche entsprechende Bedingungen, welche einen Vergleich zur Studie von AASRUM ET AL. ermöglichen. Hierbei ist von Bedeutung, dass die Brackets mit dem Adhäsiv Transbond XT auf Zähne geklebt und im weiteren Verlauf abgezogen werden. Es werden alle fünf Bracketarten berücksichtigt. Für diese 47 Versuche konnte eine mittlere Haftfestigkeit von 6,47 ($\pm 2,49$) MPa ermittelt werden.

Trotz der zum Teil sehr hohen Haftfestigkeitswerte der verschiedenen Bracket-Adhäsiv-Kombinationen konnte in der vorliegenden Arbeit kein Schmelzriss festgestellt werden. Der Schmelz war durchgehend unversehrt und konnte nach dem

Debonding vom jeweiligen Adhäsivrest gereinigt werden. Das Entfernen des restlichen Adhäsivs muss sehr sorgfältig und mit speziellem Instrumentarium erfolgen. So kann es durch zu exzessives Vorgehen sowie durch einen hohen Anteil an Restadhäsiv auf der Zahnoberfläche, neben dem erhöhten Zeitaufwand, zu Schmelzschäden während des Polierens kommen. Unterschiedliche Wissenschaftler beschreiben einen gewissen Grenzbereich der Haftfestigkeitswerte, ab diesem es zu Schmelzschäden kommen kann. Laut RETIEF ET AL. kann es ab 9,7 MPa zu Rissen oder Abplatzungen am Schmelz kommen (RETIEF 1974). DIEDRICH ET AL. beschreibt diesen Bereich zwischen 9 und 11 MPa (DIEDRICH 1980). Eine Studie von JÄHNIG und HENKEL aus dem Jahr 1990 kommt zu dem Ergebnis, dass bereits eine Haftfestigkeit von 8 MPa schädliche Auswirkungen haben könne. Die Autoren halten 4 MPa für die Verbindung zwischen Bracket, Adhäsiv und Zahn für ausreichend und empfehlenswert (JÄHNIG & HENKEL 1990).

4.3 Beurteilung der Hypothesen

Um den Erfolg und auch die ausreichende Effizienz der vorliegenden Arbeit bewerten zu können, gilt es die zu Beginn der Studie aufgestellten Hypothesen zu evaluieren und zu beantworten.

Die erste Hypothese besagt, dass die Haftfestigkeiten und das Debondingverhalten der neu entwickelten Stotzenbasis in Verbindung mit dem Bracket Micro Sprint vergleichbar mit den bereits etablierten Bracketbasen und Brackets sind. Wie in den Ergebnissen dieser Studie ersichtlich, ist diese Fragestellung zu bejahen. Betrachtet man die Versuche zur Abscherfestigkeit von bovinen Zähnen, liegt das Micro Sprint mit Stotzenbasis sowohl unter der Verwendung von Transbond XT als auch von GC Ortho Connect über den Werten des Mirco Sprints. Dieses gewährt durch die, bis auf die Basisstruktur, identischen Eigenschaften die beste Möglichkeit eines direkten Vergleichs. Im Abzug von Rinderzähnen konnte das Bracket mit Stotzenbasis bei den Adhäsivsystemen Transbond XT und Kurasper F höhere Haftfestigkeitswerte erlangen als alle andere Brackets.

Des Weiteren lässt sich die zweite Hypothese, zwischen den verschiedenen Bra-

cketbasen bestünden Unterschiede in ihrer Haftfestigkeit und ihrem Debondingverhalten, durch die in Kapitel 4 dargestellten Ergebnisse belegen. Es lassen sich bei jedem der vier verschiedenen Versuchsaufbauten unter der Verwendung aller drei Adhäsivsysteme signifikante Diskrepanzen zwischen den Brackets und somit auch zwischen den unterschiedlichen Bracketbasen ermitteln. Auffällig ist, dass bei drei der vier Versuchsaufbauten, mit Ausnahme des Abzugs von bovinen Zähnen, das Bracket Equilibrium mini die höchste Haftfestigkeit zeigt.

Laut der dritten Hypothese sind die Haftfestigkeitswerte der abgesicherten Brackets signifikant höher als bei den Abzugversuchen. Diese Hypothese lässt sich am besten durch den direkten Vergleich der Werte für die verschiedenen Versuchsaufbauten untermauern. Während beim Abscheren der Brackets von den bovinen Zähnen eine mittlere Haftfestigkeit von 16,00 ($\pm 4,86$) MPa gemessen wurde, betragen die Werte für den Abzug 6,62 ($\pm 2,14$) MPa. Ebenso konnten unter der Verwendung der PMMA-Ringe für die Abscherversuche ein Mittelwert von 12,98 ($\pm 4,70$) MPa und für die Abzugversuche ein Mittelwert von 5,29 ($\pm 2,04$) MPa gemessen werden. Somit treten für beide Untergrundmaterialien unter Einbezug jeglicher Brackets und Adhäsivsysteme beim Abscheren höhere Haftfestigkeitswerte als beim Abziehen auf.

Die letzte Annahme ist, dass die Haftfestigkeiten und das Debondingverhalten der unterschiedlichen Adhäsivsysteme vergleichbar sind. Hierbei muss zwischen den Versuchen mit bovinen Zähnen und PMMA-Ringen unterschieden werden. Weder bei den Abscher- noch bei den Abzugversuchen von bovinen Zähnen konnten signifikante Unterschiede zwischen den Adhäsiven festgestellt werden. Unter Verwendung der PMMA-Ringe hingegen waren sowohl beim Abscheren als auch beim Abziehen signifikante Unterschiede zu verzeichnen. So erreichten bei den Abscherversuchen Kurasper F und Transbond XT signifikant höhere Werte als GC Ortho Connect. Außerdem konnte Kurasper F signifikant höhere Werte als Transbond XT erzielen. Die Abzugversuche zeigten sowohl für Kurasper F als auch für Transbond XT signifikant höhere Haftfestigkeitswerte als für GC Ortho Connect. Somit lässt sich diese Hypothese nur für die Versuchsaufbauten mit Rinderzähnen bestätigen.

5 Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde ein neu entwickeltes Bracket mit Stotzenbasis sowie vier bereits auf dem Markt etablierte Brackets in Kombination mit unterschiedlichen Adhäsivsystemen untersucht. Die Bracket-Adhäsiv-Kombinationen wurden jeweils auf bovinen Unterkieferinzisivi, nach DIN 13990-2, sowie auf PMMA-Ringen getestet. Die Untersuchungen erfolgten hinsichtlich der Haftfestigkeitswerte als auch des Restadhäsivs nach Abscher- und Abzugversuchen.

Die Ergebnisse der Ermittlung der Haftfestigkeit zeigen, dass alle abgescherten Bracket-Adhäsiv-Kombinationen die von REYNOLDS empfohlenen Haftfestigkeitswerte zwischen 6 und 8 MPa erreichen (REYNOLDS 1975). In der überwiegenden Anzahl der Kombinationen besaßen die Verbindung Bracket und Adhäsiv auf den Rinderzähnen eine höhere Festigkeit als auf den PMMA-Ringen.

Nach dem Debonding konnten die Brackets entsprechend des ARI bezüglich ihres Restadhäsivs untersucht und klassifiziert werden (ÅRTUN & BERGLAND 1984). Auffällig war ein signifikant höheres Auftreten von ARI-Werten von 0 und 1 bei Abscherversuchen im Vergleich zu Abzugversuchen. Beim Abscheren der Brackets konnten in 80,3 % der Kombinationen hohe Retentionswerte von ARI 0 und 1 festgestellt werden, beim Abziehen in 48,1 % der Kombinationen. Keine statistischen Unterschiede konnten zwischen den Ring- und Zahnversuchen, unabhängig der Brackets und Adhäsivsysteme, herausgestellt werden. Trotz dieser hohen Retentionswerte konnte in der vorliegenden Arbeit nach genauer mikroskopischer Untersuchung kein Schmelzschaden verzeichnet werden.

Das neu entwickelte Micro Sprint Bracket mit Stotzenbasis reiht sich sowohl bei der Analyse der Haftfestigkeit als auch der nach dem Debonding auf der Bracketbasis verbliebenen Restadhäsivmenge in die Werte bereits auf dem Markt etablierter Brackets ein. Unter diesen Gesichtspunkten kann eine Empfehlung für die klinischen Tests ausgesprochen werden.

Aufgrund der angewandten Testmethode nach DIN 13990-2 ist es möglich, diese Arbeit in einen gesamtwissenschaftlichen Kontext zu setzen und die Ergebnisse zu vergleichen.

6 Literaturverzeichnis

- 3M Unitek. (2014). Bedienungsanleitung Transbond XT. Abgerufen am 06.03.2017, http://multimedia.3m.com/mws/media/111911O/transbond-xt-light-cure-orthodontic-adhesive-ifu.pdf?&fn=TransbondXT_011-519-11_ML_1205.pdf
- 3M Unitek. (2016). Transbond™ Light Cure System Brochure. Abgerufen am 21.07.2019, <http://multimedia.3m.com/mws/media/243389O/transbondxtlr-flyer-70-2021-3860-1.pdf?&fn=016-860.pdf>
- Amm, E. W., Hardan, L. S., BouSerhal, J. P., Glasl, B. & Ludwig, B. (2008). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primer to intact and pre-conditioned human enamel. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 69(5), 383-392.
- Årtun, J. & Bergland, S. (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American Journal of Orthodontics*, 85(4), 333-340.
- Bernhard Förster GmbH. (o. J.). MIM-Technik. Abgerufen am 10.04.2018, <http://mim-technik.de/>
- Bishara, S. E., Ajlouni, R., Laffoon, J. & Warren, J. (2002). Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 72(5), 464-467.
- Bishara, S. E., Ajlouni, R. & Laffoon, J. F. (2003). Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123(1), 21-24.
- Bishara, S. E., Oonsombat, C., Ajlouni, R. & Laffoon, J. F. (2004). Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(3), 348-350.
- Boeger, H. (o. J.). Metalle und Metallischer Zahnersatz. Abgerufen am 16.04.2018, <https://www.deguz.de/fachkreise/fachinformationen/metalle-und-Metallischer-zahnersatz.html>
- Brosig, A., GC Orthodontics (2017). [Persönliche Mitteilung].
- Cal Neto, J. O. d. A. P. e. & Miguel, J. A. M. (2004). Uma análise dos testes in vitro de força de adesão em Ortodontia. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, 9, 44-51.

- Carli, J. (2011). *Einfluss des Lagerungsmediums auf die Scherfestigkeitswerte mittels "Etch & Rinse"-Technik an humanen und bovinen Schmelz- und Dentinflächen applizierter Komposite*. (Dissertation), Universität Hamburg, Hamburg.
- Choo, S. C., Ireland, A. J. & Sherriff, M. (2001). An in vitro investigation into the use of resin-modified glass poly(alkenoate) cements as orthodontic bonding agents. *European Journal of Orthodontics* 23(3), 243-252.
- Daub, J., Berzins, D. W., Linn, B. J. & Bradley, T. G. (2006). Bond strength of direct and indirect bonded brackets after thermocycling. *The Angle Orthodontist*, 76(2), 295-300.
- de Gee Jr., A. W. J. (1972). Verschleiß und Verschleißprüfung. *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik*, 3(2), 58-64.
- Dentaurum. (2017). Gebrauchsanweisung Brackets. Abgerufen am 21.07.2019, <https://www.dentaurum.de/files/989-577-00.pdf>
- Dentaurum. (2019). Equilibrium mini. Abgerufen am 16.03.2019, <https://shop.dentaurum.de/index.php?id=p&psn=9468&pgsn=3554&ch=5b1cbd>
- Dentsply Sirona. (2019). In-Ovation mini. Abgerufen am 16.03.2019, <https://www.dentsplysirona.com/de-de/produkte/orthodontics/brackets/self-ligating-brackets.html/Kieferorthop%C3%A4die/Brackets/Selbstligierend/In-Ovation-mini/In-Ovation-mini/p/GAC-191-612-80-1000012344/c/1000540.html>
- Diedrich, P. (1980). Die Bracketentfernung und anschließende Schmelzpolitur — eine rasterelektronenmikroskopische Studie. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 41(5), 491-502.
- Diedrich, P. (1981). Enamel alterations from bracket bonding and debonding: A study with the scanning electron microscope. *American Journal of Orthodontics*, 79(5), 500-522.
- Diedrich, P. (2000). Bracket Adhäsivtechnik. In *Kieferorthopädie 2: Praxis der Zahnheilkunde* (Vol. 2). München: Urban & Fischer.
- Diedrich, P. & Dickmeiß, B. (1983). Vergleichende physikalische und rasterelektronenoptische Untersuchungen zur Adhäsion verschiedener Metallbrackets. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 44(4), 298-310.
- Diemer, M. (2016). *Scherhaftfestigkeit von kieferorthopädischen Brackets mit unterschiedlichem Design der Basis*. (Dissertation), Julius-Maximilians-Universität, Würzburg.

- DIN 13990-1:2009-05. Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente - Teil 1: Verbund der Grenzflächen Adhäsiv-Befestigungselement und Adhäsiv-Zahnschmelz. Berlin: Beuth Verlag.
- DIN 13990-2:2009-05. Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente - Teil 2: Gesamt-verbund Befestigungselement-Adhäsiv-Zahnschmelz. Berlin: Beuth Verlag.
- Eckey, H. F., Kosfeld, R. & Dreger, C. (2013). *Statistik: Grundlagen - Methoden - Beispiele*. Wiesbaden: Gabler Verlag.
- Eliades, T. & Bourauel, C. (2005). Intraoral aging of orthodontic materials: The picture we miss and its clinical relevance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127(4), 403-412.
- European Powder Metallurgy Association. (2018). Metal Injection Moulding (MIM). Abgerufen am 25.04.2018, <https://www.epma.com/metal-injection-moulding>
- Farret, M. M., Gonçalves, T. S., Lima, E. M. S. d., Menezes, L. M. d., Oshima, H. M. S., Kochenborger, R. & Freitas, M. P. M. (2010). Influência de variáveis metodológicas na resistência de união ao cisalhamento. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 15, 80-88.
- Fieß, M., Forestadent (2017). [Persönliche Mitteilung].
- Forestadent. (2019a). BioQuick. Abgerufen am 16.03.2019, <https://www.forestadent.com/de-de/produktkategorien/brackets/produktdetail/bioquick-2/>
- Forestadent. (2019b). Micro Sprint. Abgerufen am 16.03.2019, <https://www.forestadent.com/de-de/produktkategorien/brackets/produktdetail/micro-sprint-1/>
- Fox, N. A., McCabe, J. F. & Buckley, J. G. (1994). A Critique of Bond Strength Testing in Orthodontics. *British Journal of Orthodontics*, 21(1), 33-43.
- Gale, M. S. & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
- GC Orthodontics. (2017). GC Ortho Connect. Abgerufen am 06.03.2017, <http://www.gcorthodontics.eu/GC/de/content/gc-ortho-connect>
- German, R. M. (1990). *Powder Injection Molding*: Metal Powder Industries Federation.

- Gust, P. (2014). Toleranzen - geometrische Produktspezifikationen schaffen Qualität. In W. Skolaut (Ed.), *Maschinenbau: Ein Lehrbuch für das ganze Bachelor-Studium* (pp. 769-796). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Holzmeier, M., Ernst, C. P., Willershausen, B. & Hirschfelder, U. (2006). In-vitro shear bond strength of self-etching versus traditional adhesives for orthodontic luting. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 67(4), 244-259.
- Holzmeier, M., Schaubmayr, M., Dasch, W. & Hirschfelder, U. (2008). A New Generation of Self-etching Adhesives: Comparison with Traditional Acid Etch Technique. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 69(2), 78-93.
- Jähmig, A. & Henkel, S. (1990). Glasionomer-Zemente als kieferorthopädische Bracketkleber. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 51(4), 204-207.
- Katona, T. R. & Long, R. W. (2006). Effect of loading mode on bond strength of orthodontic brackets bonded with 2 systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(1), 60-64.
- Khanehmajedi, M., Naseri, M. A., Khanehmajedi, S. & Basir, L. (2017). Comparative evaluation of shear bond strength of metallic brackets bonded with two different bonding agents under dry conditions and with saliva contamination. *Journal of the Chinese Medical Association*, 80(2), 103-108.
- Klocke, A. & Kahl-Nieke, B. (2005). Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dental Materials*, 21(5), 391-396.
- Klocke, A. & Kahl-Nieke, B. (2006). Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(2), 261-265.
- Klocke, F. (2015). *Fertigungsverfahren 5: Gießen, Pulvermetallurgie, Additive Manufacturing*. Berlin Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Korbmacher, H. M., Huck, L. & Kahl-Nieke, B. (2006). Fluoride-releasing adhesive and antimicrobial self-etching primer effects on shear bond strength of orthodontic brackets. *The Angle Orthodontist*, 76(5), 845-850.
- Krings, A., Troisdorf, Marx, R. & Kerschbaum, T. (1988). Klinische Bruchhäufigkeit von Klebebrackets. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 49(6), 522-528.
- Kuraray Noritake Dental Inc. (2011). Kurasper F Kit Gebrauchsanweisung. Abgerufen am 06.03.2017, <http://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/kurasper-f-kit-instructions-for-use-en-fr-es-it-nl-de.pdf>

- Lietz, T., Dentaforum (2016). [Persönliche Mitteilung].
- Lindemuth, J. S. & Hagge, M. S. (2000). Effect of universal testing machine crosshead speed on the shear bond strength and bonding failure mode of composite resin to enamel and dentin. *Military Medicine*, 165(10), 742-746.
- Ludwig, B. & Glasl, B. (2009). Material. In B. Ludwig (Ed.), *Selbstligierende Brackets: Konzepte und Behandlung* (pp. 9-32). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Maxon Motor GmbH. (2013). A Powder Injection Moulding manufacturer driven by precision. *Powder Injection Moulding*, 7 (3), 53.
- Mebus MIM-Technik GmbH. (2010). Der Prozess. Abgerufen am 18.04.2018, <http://www.mebus-mimtechnik.de/derprozess.php#>
- Meguro, D., Hayakawa, T., Saito, K., Kawasaki, M. & Kasai, K. (2005). Effect of Thermal Cycling on Shear Bond Strength with Different Types of Self-etching Primer for Bonding Orthodontic Brackets using a MMA-based Resin. *Dental Materials Journal*, 24(1), 30-35.
- Michaeli, W. & Lettowsky, C. (2009). Sonderverfahren des Spritzgießens. In E. Wintermantel & S.-W. Ha (Eds.), *Medizintechnik: Life Science Engineering* (pp. 597-639). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Mihlan, C. (2012). *Vergleichende Evaluation zur Haftfestigkeit und zum Debondingverhalten verschiedener Metall- und Keramikbrackets*. (Dissertation), Julius-Maximilians-Universität, Würzburg.
- Millett, D., Hallgren, A., Cattanach, D., McFadzean, R., Pattison, J., Robertson, M. & Love, J. (1998). A 5-year clinical review of bond failure with a light-cured resin adhesive. *The Angle Orthodontist*, 68(4), 351-356.
- Millett, D., McCabe, J. F. & Gordon, P. H. (1993). The Role of Sandblasting on the Retention of Metallic Brackets Applied with Glass Ionomer Cement. *British Journal of Orthodontics*, 20(2), 117-122.
- Mizrahi, E. (1982). Success and failure of banding and bonding. A clinical study. *The Angle Orthodontist*, 52(2), 113-117.
- Nakamichi, I., Iwaku, M. & Fusayama, T. (1983). Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *Journal of Dental Research*, 62(10), 1076-1081.
- O'Brien, K. D., Watts, D. C. & Read, M. J. F. (1988). Residual debris and bond strength—Is there a relationship? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(3), 222-230.

- Obi-Major De. (2018). Metal Injection Moulding. Abgerufen am 16.04.2018, <http://www.obi-major.de/produkte/metal-injection-molding/>
- Odegaard, J. & Segner, D. (1988). Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 94(3), 201-206.
- Oesterle, L. J., Shellhart, W. C. & Belanger, G. K. (1998). The use of bovine enamel in bonding studies. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 114(5), 514-519.
- optiMIM. (2018a). Der MIM-Prozess. Abgerufen am 18.04.2018, <https://www.optimim.com/mim-process>
- optiMIM. (2018b). PANACEA. Abgerufen am 16.04.2018, <https://www.optimim.com/mim-material-panacea>
- Petzoldt, F. (2013). *Qualität entlang der MIM-Prozesskette*. Paper presented at the Hagener Symposium Pulvermetallurgie, Hagen.
- Retamoso, L. B., Collares, F. M., Ferreira, E. S. & Samuel, S. M. W. (2009). Shear bond strength of metallic brackets: influence of saliva contamination. *Journal of applied oral science : revista FOB*, 17(3), 190-194.
- Retief, D. H. (1974). Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *Journal of Oral Rehabilitation*, 1(3), 265-284.
- Retief, D. H., Mandras, R. S., Russell, C. M. & Denys, F. R. (1990). Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *American Journal of Dentistry*, 3(6), 253-258.
- Reynolds, I. R. (1975). A Review of Direct Orthodontic Bonding. *British Journal of Orthodontics*, 2(3), 171-178.
- Reynolds, I. R. & von Fraunhofer, J. A. (1977). Direct bonding in orthodontics: a comparison of attachments. *British Journal of Orthodontics*, 4(2), 65-69.
- Saleh, F. & Taymour, N. (2003). Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. *Eastern Mediterranean Health Journal*, 9(1-2), 201-207.
- Salk, N., Risthaus, P. & Hartwig, T. (2017). Metallpulverspritzgießen bietet viele Vorteile. *Konstruktion, Juli/August 7/8-2017*, IW8-IW9.
- Sander, F. G., Sander, F. M. & Sander, C. (2011). Multibandapparatur. In M. Ehrenfeld, F. G. Sander, & N. Schwenzler (Eds.), *Kieferorthopädie* (2 ed., pp. 240-310). Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

- Schwenzel, J. & Petzoldt, F. (2009). *Process stability and quality surveillance in the metas injection moulding process - towards zero rejection based on an artificial neuronal network*. Paper presented at the International Powder Metallurgy Congress and Exhibition, Copenhagen, Denmark.
- Sharma, S., Tandon, P., Nagar, A., Singh, G. P., Singh, A. & Chugh, V. K. (2014). A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. *Journal of Orthodontic Science*, 3(2), 29-33.
- Sharma-Sayal, S. K., Rossouw, P. E., Kulkarni, G. V. & Titley, K. C. (2003). The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 124(1), 74-82.
- Signorelli, M. D., Kao, E., Ngan, P. W. & Gladwin, M. A. (2006). Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(2), 277-282.
- Wetzel, V., Holzmeier, M. & Stellzig-Eisenhauer, A. (2019). *Evaluation der Haftfestigkeit und des Debondingverhaltens einer neu entwickelten Bracketbasis im Basis- und Methodenvergleich*. Paper presented at the 92. Jahrestagung der DGKFO, Nürnberg.
- Yamamoto, A., Yoshida, T., Tsubota, K., Takamizawa, T., Kurokawa, H. & Miyazaki, M. (2006). Orthodontic bracket bonding: enamel bond strength vs time. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(4), 435. e1-6.

Appendix

Anhang 1: BioQuick, Abscherversuche, Rinderzahn, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	Maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	166,92	167,46	14,9315681	1	
2	153,46	160,43	13,7275248	2	
3	121,96	137,44	10,9097415	2	
4	127,46	131,69	11,4017354	2	
5	153,62	156,90	13,7418374	2	
6	124,21	130,43	11,1110117	2	
7	152,85	156,31	13,6729582	1	
8	155,67	164,96	13,9252169	1	
9	108,37	115,58	9,6940692	2	
10	122,75	126,25	10,9804097	1	

Anhang 2: BioQuick, Abscherversuche, Rinderzahn, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	209,04		18,6993470	1	
2	102,89		9,2038644	2	
3	153,93		13,7695679	1	
4	164,25		14,6927274	-	Bracket verloren
5	155,78		13,9350568	1	
6	91,02		8,1420521	2	
7	132,22		11,8275338	1	
8	119,43		10,6834243	1	
9	203,48		18,2019859	1	
10	-		-	-	Klebefehler

Anhang 3: BioQuick, Abscherversuche, Rinderzahn, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	161,10	161,10	14,4109491	1	
2	112,33	116,94	10,0483049	1	
3	56,82	58,56	5,0827444	3	
4	104,06	105,12	9,3085249	1	
5	148,87	156,67	13,3169335	1	
6	143,91	149,86	12,8732445	1	
7	-	-	-	-	schräge Klebposition
8	125,50	125,50	11,2264067	3	
9	106,29	116,78	9,5080061	3	
10	112,04	117,89	10,0223634	2	

Anhang 4: BioQuick, Abscherversuche, PMMA-Ring, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	50,57	50,57	4,5236604	1	
2	66,32	66,32	5,9325521	1	
3	53,87	53,97	4,8188568	1	
4	-	-	-	0	Abscherfehler
5	63,86	63,86	5,7124966	1	
6	86,06	86,06	7,6983630	1	
7	99,76	99,76	8,9238751	1	
8	88,07	88,07	7,8781644	1	
9	70,21	70,21	6,2805260	1	
10	30,44	30,44	2,7229627	1	

Anhang 5: BioQuick, Abscherversuche, PMMA-Ring, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	145,30	145,30	12,9975848	-	Bracket verloren
2	151,87	151,87	13,5852939	2	
3	166,34	172,33	14,8796851	1	
4	144,87	145,14	12,9591198	2	
5	124,71	124,71	11,1557384	2	
6	134,95	140,89	12,0717417	1	
7	117,31	117,31	10,4937830	2	
8	95,99	99,54	8,5866357	2	
9	103,38	105,50	9,2476966	2	
10	137,12	137,12	12,2658556	1	

Anhang 6: BioQuick, Abscherversuche, PMMA-Ring, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	95,50	95,50	8,5428035	1	
2	111,35	111,35	9,9606405	1	
3	106,46	106,46	9,5232132	1	
4	85,26	86,60	7,6268003	1	
5	83,55	87,50	7,4738349	-	
6	116,12	119,52	10,3873334	1	
7	118,27	118,27	10,5796583	0	
8	-	-	-	3	Klebefehler
9	87,71	87,71	7,8459612	1	
10	99,69	101,95	8,9176134	1	

Anhang 7: BioQuick, Abzugversuche, Rinderzahn, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	106,83	108,07	9,5563109	2	
2	84,47	87,70	7,5561320	3	
3	107,17	107,17	9,5867251	3	
4	100,32	101,44	8,9739690	3	
5	40,85	42,00	3,6541730	3	
6	99,87	100,87	8,9337150	3	
7	51,55	52,56	4,6113248	3	
8	114,95	116,14	10,2826729	3	
9	77,34	78,57	6,9183290	3	
10	82,64	83,72	7,3924322	3	

Anhang 8: BioQuick, Abzugversuche, Rinderzahn, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	-	-	-	-	Klebefehler
2	59,06	59,06	5,2831201	3	
3	46,80	46,80	4,1864210	2	
4	57,88	59,29	5,1775651	3	
5	41,02	43,10	3,6693801	3	
6	67,28	67,28	6,0184274	2	
7	66,80	69,89	5,9754898	3	
8	95,06	95,06	8,5034440	2	
9	65,80	65,80	5,8860363	3	
10	93,12	93,12	8,3299043	3	

Anhang 9: BioQuick, Abzugversuche, Rinderzahn, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	-	-	-	3	Anwendungsfehler
2	-	-	-	3	Klebfehler
3	57,25	59,23	5,1212094	3	
4	106,50	106,50	9,5267913	1	
5	57,00	57,00	5,0988461	3	
6	34,82	42,03	3,1147688	3	
7	-	-	-	1	Klebfehler
8	93,97	96,04	8,4059397	3	
9	76,60	76,60	6,8521335	3	
10	64,56	67,87	5,7751141	3	

Anhang 10: BioQuick, Abzugversuche, PMMA-Ring, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	21,15	21,15	1,8919402	1	
2	27,90	27,90	2,4957510	0	
3	16,94	16,94	1,5153413	0	
4	20,27	20,27	1,8132212	1	
5	15,37	15,37	1,3748994	0	
6	26,69	26,69	2,3875123	1	
7	19,98	19,98	1,7872797	0	
8	16,07	16,07	1,4375168	0	
9	15,04	15,04	1,3453797	0	
10	-	-	-	0	

Anhang 11: BioQuick, Abzugversuche, PMMA-Ring, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	48,20	48,20	4,3116558	3	
2	47,72	47,72	4,2687181	3	
3	52,08	52,08	4,6587351	3	
4	58,55	58,55	5,2374989	3	
5	46,97	48,13	4,2016281	2	
6	64,60	64,60	5,7786922	3	
7	47,72	47,72	4,2687181	3	
8	54,98	56,99	4,9181501	2	
9	51,02	51,02	4,5639145	3	
10	35,91	36,06	3,2122730	3	

Anhang 12: BioQuick, Abzugversuche, PMMA-Ring, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	73,20	73,20	6,5479918	2	
2	59,38	59,38	5,3117452	3	
3	60,69	60,69	5,4289292	3	
4	85,65	85,65	7,6616871	3	
5	60,77	61,81	5,4360855	3	
6	54,27	56,06	4,8546382	3	
7	77,65	77,65	6,9460596	3	
8	76,11	76,11	6,8083013	3	
9	77,72	77,72	6,9523213	3	
10	30,47	30,47	2,7256463	1	

Anhang 13: Mirco Sprint, Abscherversuche, Rinderzahn, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	84,37	84,37	12,1047346	1	
2	92,87	92,87	13,3242468	1	
3	114,16	114,85	16,3787661	2	
4	88,56	90,20	12,7058824	2	
5	89,95	93,68	12,9053085	2	
6	112,80	116,83	16,1836442	1	
7	97,43	97,43	13,9784792	2	
8	141,90	141,90	20,3586801	1	
9	117,86	123,03	16,9096126	1	
10	115,36	115,36	16,5509326	2	

Anhang 14: Mirco Sprint, Abscherversuche, Rinderzahn, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	142,59	142,59	20,4576758	1	
2	162,61	162,76	23,3299857	1	
3	177,45	177,45	25,4591105	1	
4	120,02	120,82	17,2195122	1	
5	158,61	158,61	22,7560976	1	
6	121,54	121,54	17,4375897	1	
7	122,57	122,57	17,5853659	1	
8	143,53	148,66	20,5925395	1	
9	161,80	164,04	23,2137733	1	
10	129,73	129,73	18,6126255	2	

Anhang 15: Mirco Sprint, Abscherversuche, Rinderzahn, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	116,67	121,86	16,7388809	-	Bracket verloren
2	166,75	173,85	23,9239598	1	
ungültig	68,32	69,34	9,8020086	1	schräge Klebeposition
4	135,36	135,36	19,4203730	1	
5	80,34	80,34	11,5265423	1	
6	122,62	122,62	17,5925395	1	
7	118,71	118,71	17,0315638	1	
8	91,57	93,47	13,1377331	1	
ungültig	31,92	31,92	4,5796270	1	Klebefehler
10	95,81	95,81	13,7460545	1	

Anhang 16: Mirco Sprint, Abscherversuche, PMMA-Ring, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	50,23	50,25	7,2058824	0	
2	69,06	70,75	9,9081779	0	
3	99,51	101,09	14,2769010	-	Bracket verloren
4	62,96	62,96	9,0329986	0	
5	59,88	59,88	8,5911047	0	
6	69,60	69,60	9,9856528	1	
7	72,91	72,91	10,4605452	1	
8	60,52	62,27	8,6829268	1	
9	61,89	61,89	8,8794835	0	
10	55,31	56,64	7,9354376	1	

Anhang 17: Mirco Sprint, Abscherversuche, PMMA-Ring, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	117,98	117,98	16,9268293	1	
2	81,70	83,45	11,7216643	2	
3	80,42	80,42	11,5380201	2	
4	113,86	113,86	16,3357245	1	
5	-	-	-	-	Klebefehler
6	106,48	106,53	15,2769010	1	
7	105,62	109,68	15,1535151	2	
8	122,09	122,09	17,5164993	2	
9	109,06	109,06	15,6470588	2	
10	91,74	95,58	13,1621234	1	

Anhang 18: Mirco Sprint, Abscherversuche, PMMA-Ring, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	67,05	67,05	9,6197991	1	
2	67,39	67,39	9,6685796	1	
3	84,63	84,72	12,1420373	1	
4	76,07	76,07	10,9139168	1	
5	65,19	65,19	9,3529412	1	
6	85,15	85,15	12,2166428	-	Bracket verloren
7	79,57	79,57	11,4160689	1	
8	78,04	80,21	11,1965567	1	
9	72,23	72,23	10,3629842	1	
10	60,82	63,24	8,7259684	1	

Anhang 19: Mirco Sprint, Abzugversuche, Rinderzahn, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	30,09	31,18	4,3170732	3	
2	57,89	58,93	8,3055954	2	
3	33,76	34,99	4,8436155	3	
4	26,81	28,01	3,8464849	2	
5	36,41	37,46	5,2238164	3	
6	56,69	57,71	8,1334290	3	
7	33,23	34,36	4,7675753	3	
8	31,22	32,30	4,4791966	3	
9	36,17	37,19	5,1893831	3	
10	86,39	87,40	12,3945481	1	

Anhang 20: Mirco Sprint, Abzugversuche, Rinderzahn, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	49,30	52,15	7,0731707	2	
2	41,68	41,78	5,9799139	2	
3	59,11	59,11	8,4806313	3	
4	45,53	45,53	6,5322812	1	
5	58,81	58,81	8,4375897	2	
6	-	-	-	1	Klebefehler
7	62,22	65,93	8,9268293	2	
8	37,67	37,67	5,4045911	2	
9	71,11	74,63	10,2022956	1	
10	42,62	42,62	6,1147776	1	

Anhang 21: Mirco Sprint, Abzugversuche, Rinderzahn, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	36,95	36,95	5,3012912	2	
2	34,73	34,74	4,9827834	3	
3	54,26	54,26	7,7847920	2	
4	29,46	29,46	4,2266858	1	
5	17,94	17,94	2,5738881	1	
6	51,56	51,56	7,3974175	1	
7	43,76	45,18	6,2783357	1	
8	59,51	59,51	8,5380201	1	
9	57,87	57,87	8,3027260	0	
10	35,42	35,42	5,0817791	1	

Anhang 22: Mirco Sprint, Abzugversuche, PMMA-Ring, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	16,95	16,95	2,4318508	1	
2	12,53	12,53	1,7977044	0	
3	19,55	19,55	2,8048780	1	
4	21,05	21,05	3,0200861	0	
5	23,77	23,77	3,4103300	0	
6	16,09	16,09	2,3084648	1	
7	17,34	17,34	2,4878049	0	
8	18,36	18,36	2,6341463	0	
9	15,75	15,75	2,2596844	0	
10	19,98	19,98	2,8665710	0	

Anhang 23: Mirco Sprint, Abzugversuche, PMMA-Ring, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	24,79	24,79	3,5566714	3	
2	37,72	37,72	5,4117647	3	
3	32,97	32,97	4,7302726	2	
4	30,13	30,13	4,3228121	2	
5	36,39	36,39	5,2209469	3	
6	33,75	33,75	4,8421808	2	
7	31,42	31,43	4,5078910	2	
8	25,44	25,44	3,6499283	2	
9	29,68	29,68	4,2582496	2	
10	30,10	30,10	4,3185079	3	

Anhang 24: Mirco Sprint, Abzugversuche, PMMA-Ring, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	26,01	27,06	3,7317073	1	
2	38,27	40,00	5,4906743	2	
3	38,21	38,21	5,4820660	2	
4	29,82	37,91	4,2783357	2	
5	40,94	40,94	5,8737446	3	
6	26,48	30,78	3,7991392	2	
7	33,01	33,39	4,7360115	2	
8	26,44	28,41	3,7934003	1	
9	34,03	34,03	4,8823529	1	
10	-	-	-	1	Klebefehler

Anhang 25: Mirco Sprint mit Stotzenbasis, Abscherversuche, Rinderzahn, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	134,87	135,50	19,3500717	1	76	
2	104,96	108,89	15,0588235	1	83	
3	106,96	107,03	15,3457676	1	69	
4	148,91	148,91	21,3644189	1	67	
5	87,66	87,66	12,5767575	1	74	
6	99,68	99,68	14,3012912	1	76	
7	124,33	124,58	17,8378766	1	68	
ung.	57,41	58,63	8,2367288	2	16	Klebefehler
9	110,17	114,99	15,8063128	1	69	
10	94,90	97,40	13,6154950	1	68	

Anhang 26: Mirco Sprint mit Stotzenbasis, Abscherversuche, Rinderzahn, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	105,66	105,66	15,1592539	-	-	Bracket verloren
2	123,75	123,75	17,7546628	1	73	
3	121,24	123,00	17,3945481	1	81	
4	104,12	104,12	14,9383070	1	81	
5	113,64	113,64	16,3041607	1	80	
6	107,86	107,86	15,4748924	1	80	
7	136,41	138,53	19,5710187	1	74	
8	133,68	133,68	19,1793400	1	82	
9	108,66	108,66	15,5896700	1	76	
10	101,72	105,61	14,5939742	1	80	

Anhang 27: Mirco Sprint mit Stotzenbasis, Abscherversuche, Rinderzahn, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	136,12	136,12	19,5294118	1	75	
2	94,57	97,07	13,5681492	1	72	
3	128,16	130,65	18,3873745	1	81	
4	131,70	132,38	18,8952654	1	82	
5	137,79	142,38	19,7690100	1	80	
6	153,62	155,86	22,0401722	1	83	
7	127,13	131,62	18,2395983	1	85	
8	122,03	125,08	17,5078910	1	82	
9	138,18	140,94	19,8249641	-	-	Bracket verloren
10	108,58	111,54	15,5781923	1	83	

Anhang 28: Mirco Sprint mit Stotzenbasis, Abscherversuche, PMMA-Ring, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	38,27	38,27	5,4906743	1	90	
2	79,98	79,98	11,4748924	1	92	
3	81,40	84,57	11,6786227	1	94	
4	31,43	31,43	4,5093257	1	92	
5	61,68	61,68	8,8493544	0	100	
6	58,43	61,47	8,3830703	0	100	
7	72,74	75,31	10,4361549	0	100	
8	65,75	68,34	9,4332855	0	100	
9	69,48	69,48	9,9684362	1	97	
10	40,78	40,78	5,8507891	1	93	

Anhang 29: Mirco Sprint mit Stotzenbasis, Abscherversuche, PMMA-Ring, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	126,77	126,77	18,1879484	1	67	
2	82,40	84,54	11,8220947	1	65	
3	114,17	114,17	16,3802009	1	60	
4	98,19	98,19	14,0875179	1	67	
5	146,22	146,22	20,9784792	1	57	
6	115,21	119,51	16,5294118	1	67	
7	94,29	94,29	13,5279770	1	66	
8	110,94	113,47	15,9167862	1	71	
ungültig	55,73	55,73	7,9956958	1	66	schräge Klebeposition
10	152,82	155,76	21,9253945	3	0	

Anhang 30: Mirco Sprint mit Stotzenbasis, Abscherversuche, PMMA-Ring, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	88,53	92,32	12,7015782	1	74	
2	61,60	61,60	8,8378766	1	71	
3	92,80	96,35	13,3142037	1	74	
4	86,31	86,31	12,3830703	1	74	
5	87,47	87,47	12,5494978	1	73	
6	71,42	71,42	10,2467719	1	71	
7	80,37	80,37	11,5308465	1	72	
8	92,56	95,26	13,2797704	1	74	
9	60,62	60,62	8,6972740	1	72	
10	86,95	90,32	12,4748924	1	75	

Anhang 31: Mirco Sprint mit Stotzenbasis, Abzugversuche, Rinderzahn, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	36,78	37,98	5,2769010	1	81	
2	24,70	25,81	3,5437590	3	0	
3	31,57	32,66	4,5294118	3	0	
4	34,13	34,13	4,8967001	-	-	Bracket verloren
5	50,98	50,98	7,3142037	3	0	
6	45,88	46,95	6,5824964	3	0	
7	47,25	48,41	6,7790531	3	0	
8	37,82	38,91	5,4261119	3	0	
9	30,37	30,37	4,3572453	1	75	
10	39,78	41,02	5,7073171	3	0	

Anhang 32: Mirco Sprint mit Stotzenbasis, Abzugversuche, Rinderzahn, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	44,85	46,67	6,4347202	1	72	
2	41,48	41,48	5,9512195	1	62	
3	74,49	74,49	10,6872310	1	72	
4	74,49	74,80	10,6872310	1	71	
5	62,66	62,66	8,9899570	1	66	
6	51,88	51,88	7,4433286	1	81	
7	37,80	37,80	5,4232425	1	73	
8	61,18	63,64	8,7776184	2	7	
9	44,57	44,57	6,3945481	1	76	
10	45,63	47,14	6,5470588	2	35	

Anhang 33: Mirco Sprint mit Stotzenbasis, Abzugversuche, Rinderzahn, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	55,25	57,30	7,9268293	1	77	
2	52,27	54,82	7,4992826	1	77	
3	56,28	56,28	8,0746055	1	71	
4	60,46	60,46	8,6743185	2	9	
5	60,14	60,14	8,6284075	1	78	
6	38,35	38,35	5,5021521	1	80	
7	61,93	61,93	8,8852224	1	78	
8	67,71	67,71	9,7144907	1	82	
9	65,67	65,71	9,4218077	1	75	
10	41,20	41,24	5,9110473	1	79	

Anhang 34: Mirco Sprint mit Stotzenbasis Abzugversuche, PMMA-Ring, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	27,66	27,66	3,9684362	1	93	
2	38,73	38,73	5,5566714	1	94	
3	35,09	35,09	5,0344333	1	93	
4	-	-	-	-	-	Klebefehler
5	51,99	51,99	7,4591105	1	93	
6	28,70	28,70	4,1176471	1	94	
7	-	-	-	-	-	Klebefehler
8	52,55	52,55	7,5394548	0	100	
9	30,14	30,14	4,3242468	1	93	
10	34,71	34,71	4,9799139	0	100	

Anhang 35: Mirco Sprint mit Stotzenbasis, Abzugversuche, PMMA-Ring, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	37,47	37,47	5,3758967	2	39	
2	45,19	45,19	6,4835007	1	66	
3	39,23	39,23	5,6284075	1	65	
4	43,10	43,10	6,1836442	3	0	
5	38,95	38,95	5,5882353	2	40	
6	36,46	46,20	5,2309900	2	38	
7	38,55	38,55	5,5308465	2	17	
8	43,73	43,73	6,2740316	1	51	
9	46,12	46,12	6,6169297	2	24	
10	46,70	48,51	6,7001435	3	0	

Anhang 36: Mirco Sprint mit Stotzenbasis Abzugversuche, PMMA-Ring, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Adhäsivrest Bracketbasis [%]	Kommentar
1	68,80	70,17	9,8708752	1	64	
2	39,06	39,06	5,6040172	1	62	
3	55,56	57,04	7,9713056	1	47	
4	42,37	42,37	6,0789096	1	23	
5	38,49	38,49	5,5222382	1	63	
6	47,65	49,73	6,8364419	1	62	
7	56,01	58,28	8,0358680	1	62	
8	42,63	42,63	6,1162123	1	58	
9	57,06	59,98	8,1865136	1	65	
10	37,35	37,51	5,3586801	1	66	

Anhang 37: Equilibrium mini, Abscherversuche, Rinderzahn, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	189,27	189,27	26,9615385	1	
2	145,46	147,98	20,7207977	1	
3	225,95	230,00	32,1866097	1	
4	145,29	145,94	20,6965812	1	
5	163,89	169,91	23,3461538	1	
6	177,11	183,41	25,2293447	2	
7	153,56	155,18	21,8746439	1	
8	157,24	169,62	22,3988604	1	
9	125,52	132,52	17,8803419	2	
10	169,85	177,16	24,1951567	1	

Anhang 38: Equilibrium mini, Abscherversuche, Rinderzahn, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	156,71	159,89	22,3233618	1	
2	128,56	132,98	18,3133903	1	
3	134,38	137,16	19,1424501	1	
4	174,20	180,60	24,8148148	1	
5	115,86	115,86	16,5042735	1	
6	141,63	144,59	20,1752137	1	
7	149,63	152,92	21,3148148	-	Bracket verloren
8	113,24	116,99	16,1310541	1	
9	89,89	92,98	12,8048433	1	
10	101,16	101,16	14,4102564	1	

Anhang 39: Equilibrium mini, Abscherversuche, Rinderzahn, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	127,24	133,00	18,1253561	1	
2	217,02	220,14	30,9145299	1	
3	169,16	169,16	24,0968661	1	
4	113,69	115,72	16,1951567	1	
5	167,29	175,36	23,8304843	1	
6	171,43	171,43	24,4202279	1	
7	131,13	136,24	18,6794872	1	
8	188,56	188,75	26,8603989	-	Bracket verloren
9	143,17	143,17	20,3945869	-	Bracket verloren
10	160,79	160,79	22,9045584	1	

Anhang 40: Equilibrium mini, Abscherversuche, PMMA-Ring, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	79,79	79,79	11,3660969	0	
2	59,65	59,65	8,4971510	0	
3	92,29	93,60	13,1467236	1	
4	109,26	111,31	15,5641026	1	
5	63,65	66,36	9,0669516	1	
6	117,70	117,70	16,7663818	1	
7	125,86	125,86	17,9287749	1	
8	76,79	76,79	10,9387464	0	
9	91,50	96,10	13,0341880	0	
10	92,27	92,27	13,1438746	0	

Anhang 41: Equilibrium mini, Abscherversuche, PMMA-Ring, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	161,55	165,32	23,0128205	1	
2	159,39	159,39	22,7051282	1	
3	169,91	176,83	24,2037037	1	
4	166,74	173,95	23,7521368	1	
5	151,52	154,95	21,5840456	1	
6	149,80	153,02	21,3390313	1	
7	197,85	197,95	28,1837607	1	
8	184,13	192,39	26,2293447	2	
9	150,56	150,56	21,4472934	2	
10	150,38	150,69	21,4216524	1	

Anhang 42: Equilibrium mini, Abscherversuche, PMMA-Ring, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	121,96	123,96	17,3732194	0	
2	85,28	85,28	12,1481481	1	
3	64,85	64,85	9,2378917	1	
4	117,64	122,12	16,7578348	1	
5	83,69	87,75	11,9216524	1	
6	103,26	104,66	14,7094017	1	
7	119,52	119,52	17,0256410	1	
8	113,22	116,17	16,1282051	1	
9	125,93	125,93	17,9387464	1	
10	-	-	-	0	Klebefehler

Anhang 43: Equilibrium mini, Abzugversuche, Rinderzahn, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	46,43	46,43	6,6139601	3	
2	45,35	45,35	6,4601140	2	
3	40,55	40,55	5,7763533	1	
4	-	-	-	-	Ätzfehler
5	81,86	81,86	11,6609687	1	
6	50,93	50,93	7,2549858	2	
7	56,77	59,62	8,0868946	2	
8	70,70	72,05	10,0712251	2	
9	42,52	48,20	6,0569801	2	
10	-	-	-	-	Klebefehler

Anhang 44: Equilibrium mini, Abzugversuche, Rinderzahn, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	33,95	33,95	4,8361823	0	
2	21,02	21,02	2,9943020	0	
3	-	-	-	-	Ätzfehler
4	36,95	36,95	5,2635328	1	
5	40,21	40,21	5,7279202	1	
6	42,73	45,26	6,0868946	2	
7	52,53	59,22	7,4829060	2	
8	47,51	47,51	6,7678063	1	
9	50,04	50,04	7,1282051	2	
10	65,24	65,43	9,2934473	2	

Anhang 45: Equilibrium mini, Abzugversuche, Rinderzahn, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	46,84	48,65	6,6723647	0	
2	35,29	35,29	5,0270655	1	
3	41,28	41,28	5,8803419	1	
4	29,46	37,25	4,1965812	1	
5	97,33	97,33	13,8646724	0	
6	80,16	80,16	11,4188034	1	
7	35,73	35,73	5,0897436	0	
8	92,72	92,72	13,2079772	1	
9	43,19	47,94	6,1524217	1	
10	46,80	51,67	6,6666667	1	

Anhang 46: Equilibrium mini Abzugversuche, PMMA-Ring, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	40,52	42,18	5,7720798	1	
2	28,77	28,77	4,0982906	0	
3	46,18	46,18	6,5783476	1	
4	34,92	34,92	4,9743590	0	
5	55,41	55,46	7,8931624	0	
6	44,23	44,23	6,3005698	0	
7	24,72	24,72	3,5213675	1	
8	45,63	45,63	6,5000000	0	
9	41,95	43,00	5,9757835	0	
10	-	-	-	-	Klebefehler

Anhang 47: Equilibrium mini, Abzugversuche, PMMA-Ring, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	51,99	51,99	7,4059829	2	
2	58,85	58,85	8,3831909	2	
3	42,95	42,95	6,1182336	3	
4	69,09	69,09	9,8418803	3	
5	63,45	63,45	9,0384615	2	
6	57,49	57,49	8,1894587	3	
7	56,72	56,72	8,0797721	2	
8	49,73	51,98	7,0840456	2	
9	60,18	60,18	8,5726496	2	
10	58,12	58,74	8,2792023	2	

Anhang 48: Equilibrium mini, Abzugversuche, PMMA-Ring, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	39,72	41,58	5,6581197	1	
2	40,57	42,31	5,7792023	1	
3	61,10	64,19	8,7037037	1	
4	63,08	65,74	8,9857550	1	
5	65,72	65,72	9,3618234	1	
6	43,58	43,58	6,2079772	1	
7	38,38	38,38	5,4672365	1	
8	39,71	41,49	5,6566952	1	
9	45,91	45,91	6,5398860	1	
10	-	-	-	1	Klebefehler

Anhang 49: In-Ovation mini, Abscherversuche, Rinderzahn, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	166,18	170,34	18,2214912	2	
2	182,23	186,72	19,9813596	2	
3	103,11	107,95	11,3059211	1	
4	116,88	124,58	12,8157895	1	
5	174,77	174,82	19,1633772	2	
6	192,18	193,69	21,0723684	2	
7	156,83	158,27	17,1962719	2	
8	166,94	175,76	18,3048246	2	
9	150,47	153,99	16,4989035	2	
10	133,99	133,99	14,6918860	2	

Anhang 50: In-Ovation mini, Abscherversuche, Rinderzahn, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	251,05		27,5274123	1	
2	113,58		12,4539474	1	
3	245,01		26,8651316	1	
4	234,03		25,6611842	1	
5	214,12		23,4780702	1	
6	196,34		21,5285088	1	
7	214,90		23,5635965	1	
8	121,62		13,3355263	1	
9	253,76		27,8245614	-	Bracket verloren
10	172,95		18,9638158	1	

Anhang 51: In-Ovation mini, Abscherversuche, Rinderzahn, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	204,55	211,83	22,4287281	2	
2	200,70	200,70	22,0065789	2	
3	167,66	168,16	18,3837719	1	
4	160,28	167,83	17,5745614	1	
5	204,95	204,95	22,4725877	1	
6	136,79	143,93	14,9989035	0	
7	178,10	178,10	19,5285088	1	
8	175,76	175,76	19,2719298	-	Bracket verloren
9	193,64	195,40	21,2324561	1	
10	187,65	187,80	20,5756579	-	Bracket verloren

Anhang 52: In-Ovation mini, Abscherversuche, PMMA-Ring, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	129,23	130,91	14,1699561	1	
2	124,06	124,10	13,6030702	0	
3	135,81	135,92	14,8914474	0	
4	139,49	139,49	15,2949561	0	
5	130,45	130,45	14,3037281	1	
6	104,25	105,56	11,4309211	1	
7	60,00	62,32	6,5789474	1	
8	140,02	140,02	15,3530702	-	Bracket verloren
9	119,03	119,05	13,0515351	1	
10	43,65	43,65	4,7861842	1	

Anhang 53: In-Ovation mini, Abscherversuche, PMMA-Ring, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	151,79	152,96	16,6436404	3	
2	148,14	154,03	16,2434211	2	
3	151,68	151,68	16,6315789	2	
4	165,75	165,75	18,1743421	3	
5	147,29	147,29	16,1502193	2	
6	144,11	145,69	15,8015351	2	
7	131,98	131,98	14,4714912	2	
8	126,71	126,71	13,8936404	2	
9	161,63	161,63	17,7225877	2	
10	123,69	123,69	13,5625000	2	

Anhang 54: In-Ovation mini, Abscherversuche, PMMA-Ring, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	151,47	151,71	16,6085526	1	
2	147,19	153,53	16,1392544	1	
3	144,02	150,97	15,7916667	1	
4	176,44	176,44	19,3464912	1	
5	147,84	147,84	16,2105263	-	Bracket verloren
6	154,96	163,08	16,9912281	1	
7	169,19	169,19	18,5515351	1	
8	130,51	134,11	14,3103070	1	
9	164,30	164,33	18,0153509	1	
10	103,12	107,43	11,3070175	1	

Anhang 55: In-Ovation mini, Abzugversuche, Rinderzahn, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	67,54	68,58	7,4057018	3	
2	27,48	27,48	3,0131579	3	
3	62,41	63,58	6,8432018	3	
4	54,00	55,03	5,9210526	3	
5	62,80	63,81	6,8859649	3	
6	67,17	68,18	7,3651316	3	
7	64,46	65,56	7,0679825	3	
8	72,36	73,49	7,9342105	3	
9	61,44	62,45	6,7368421	2	
10	45,09	46,11	4,9440789	3	

Anhang 56: In-Ovation mini, Abzugversuche, Rinderzahn, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	50,50	53,10	5,5372807	1	
2	73,00	73,00	8,0043860	2	
3	51,03	53,03	5,5953947	1	
4	35,72	36,95	3,9166667	1	
5	48,37	48,37	5,3037281	1	
6	65,57	68,24	7,1896930	2	
7	51,66	53,11	5,6644737	1	
8	72,88	76,08	7,9912281	1	
9	37,64	38,84	4,1271930	1	
10	45,49	47,79	4,9879386	1	

Anhang 57: In-Ovation mini, Abzugversuche, Rinderzahn, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	47,76	48,28	5,2368421	3	
2	33,72	41,95	3,6973684	3	
3	22,92	31,44	2,5131579	3	
4	41,36	46,68	4,5350877	3	
5	36,53	44,27	4,0054825	3	
6	50,93	51,49	5,5844298	1	
7	45,40	46,98	4,9780702	3	
8	47,56	47,56	5,2149123	3	
9	53,68	55,63	5,8859649	1	
10	37,48	45,01	4,1096491	3	

Anhang 58: In-Ovation mini, Abzugversuche, PMMA-Ring, GC Ortho Connect

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	-	-	-	1	Abzugfehler
2	-	-	-	0	Klebefehler
3	14,69	14,69	1,6107456	1	
4	33,72	33,72	3,6973684	1	
5	63,68	63,68	6,9824561	1	
6	46,37	46,37	5,0844298	0	
7	37,59	37,59	4,1217105	1	
8	22,17	22,17	2,4309211	1	
9	14,79	14,79	1,6217105	0	
10	9,60	9,60	1,0526316	1	

Anhang 59: In-Ovation mini, Abzugversuche, PMMA-Ring, Kurasper F

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	50,29	50,29	5,5142544	3	
2	51,17	52,53	5,6107456	3	
3	47,00	48,13	5,1535088	3	
4	40,49	45,68	4,4396930	3	
5	52,57	52,57	5,7642544	3	
6	48,34	51,48	5,3004386	3	
7	50,95	54,76	5,5866228	3	
8	50,22	51,25	5,5065789	2	
9	49,85	50,28	5,4660088	3	
10	38,25	39,15	4,1940789	2	

Anhang 60: In-Ovation mini, Abzugversuche, PMMA-Ring, Transbond XT

Bracket	Abscherkraft [N]	maximale Kraft [N]	Haftfestigkeit [MPa]	ARI	Kommentar
1	48,54	48,54	5,3223684	1	
2	50,57	50,57	5,5449561	1	
3	41,74	41,74	4,5767544	1	
4	59,97	59,97	6,5756579	1	
5	70,75	70,75	7,7576754	1	
6	90,33	93,78	9,9046053	1	
7	94,17	97,69	10,3256579	3	
8	72,35	73,13	7,9331140	1	
9	74,34	74,34	8,1513158	1	
10	55,93	55,93	6,1326754	1	

I Abkürzungsverzeichnis

μm	Mikrometer
°C	Grad Celsius
ARI	Adhesive Remnant Index
BQ	BioQuick Bracket
DIN	Deutsches Institut für Normung e.V.
Equ	Equilibrium mini Bracket
h	Stunde
IO	In-Ovation mini Bracket
ISO	International Organization for Standardization
kN	Kilonewton
MIM	Metal Injection Moulding
min	Minute
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MPa	Mega Pascal
MS-H	Micro Sprint Bracket mit Hakenbasis
MS-S	Micro Sprint Bracket mit Stotzenbasis
mW/cm ²	Milliwatt pro Quadratzentimeter
N	Newton
nm	Nanometer
OK	Oberkiefer
PANACEA	protection against nickel allergy, corrosion, erosion and abrasion

PMMA	Polymethylmethacrylat
PTFE	Polytetrafluorethylen
REF	Referenznummer
s	Sekunde

II Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Verfahren der Bracketherstellung a) aus Einzelteilen und b) in der MIM-Technik. Übernommen aus (SALK et al. 2017) mit Erlaubnis von Forestadent 2021.	2
Abbildung 2: Schematische Darstellung der MIM-Prozesskette modifiziert nach (BERNHARD FÖRSTER GMBH o. J.) mit Erlaubnis von Forestadent 2021.....	3
Abbildung 3: Mischen des Metallpulvers und des Binders in verschiedenen Mischungsverhältnissen, modifiziert nach (KLOCKE 2015) mit Erlaubnis von Springer Nature 2021.	5
Abbildung 4: Schematische Darstellung einer Spritzgussmaschine, modifiziert nach (MICHAELI & LETTOWSKY 2009) mit Erlaubnis von Springer Nature 2021. ...	5
Abbildung 5: Werkstoff- und verfahrensseitige Einflussfaktoren auf den MIM-Prozess und die hergestellten Bauteile, modifiziert nach (PETZOLDT 2013) mit Erlaubnis von Prof. Petzoldt 2021.	7
Abbildung 6: BioQuick Bracket der Firma Forestadent.	12
Abbildung 7: Micro Sprint Bracket der Firma Forestadent.	12
Abbildung 8: Mikroskopische Aufnahmen des Micro Sprint Brackets mit Stotzenbasis in der Basisansicht.....	13
Abbildung 9: Equilibrium mini Bracket der Firma Dentaaurum.....	14
Abbildung 10: In-Ovation mini Bracket der Firma Dentsply Sirona.	14
Abbildung 11: Schnittbild aus der DIN 13990-2 zum Gesamtverbund Befestigungselement-Adhäsiv-Zahnschmelz © Normenausschuss Dental (NADENT). Modifiziert nach (DIN 13990-2:2009-05) mit Erlaubnis von NADENT 2021.	18
Abbildung 12: Fotografien des Abscherversuchs vom bovinen Zahn.	21
Abbildung 13: Kraft-Weg-Diagramm eines Abscherversuchs.	22
Abbildung 14: Fotografie eines PMMA-Rings mit 10 In-Ovation mini Brackets.	24
Abbildung 15: Fotografien des Abscherversuchs vom PMMA-Ring.....	26
Abbildung 16: Fotografien eines im PTFE-Ring positionierten Zahnes mithilfe von zahntechnischen Setzwachs und einer Metallplatte.....	28
Abbildung 17: Fotografien des Abzugversuchs vom bovinen Zahn.	30

Abbildung 18: Fotografie des Abzugversuchs vom PMMA-Ring.....	32
Abbildung 19: Boxplot-Darstellung der Haftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen und PMMA-Ringen.	35
Abbildung 20: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen und PMMA-Ringen.	36
Abbildung 21: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen.....	38
Abbildung 22: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen.....	40
Abbildung 23: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf PMMA-Ringen.	42
Abbildung 24: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf PMMA-Ringen.	44
Abbildung 25: Boxplot-Darstellung der Ergebnisse der Zughaftfestigkeitsprüfungen auf PMMA-Ringen und Rinderzähnen.	45
Abbildung 26: Boxplot-Darstellung der Zughaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen.....	47
Abbildung 27: Boxplot-Darstellung der Zughaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf bovinen Zähnen.....	49
Abbildung 28: Boxplot-Darstellung der Zughaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf PMMA-Ringen.	51
Abbildung 29: Boxplot-Darstellung der Zughaftfestigkeitsprüfungen von Brackets auf PMMA-Ringen.	53
Abbildung 30: Auswertung des ARIs aller Brackets und Adhäsive unter Verwendung boviner Zähne und PMMA-Ringe.....	54
Abbildung 31: Auswertung des ARIs aller Brackets und Adhäsive bei Abscherversuchen unter Verwendung boviner Zähne und PMMA-Ringe.....	56
Abbildung 32: Auswertung des ARIs der Abscherversuche unter Verwendung boviner Zähne.	57
Abbildung 33: Auswertung des ARI Index der Abscherversuche von bovinen Zähnen.	59

Abbildung 34: Auswertung des ARIs der Abscherversuche von PMMA-Ringen.	61
Abbildung 35: Auswertung des ARIs der Abscherversuche von PMMA-Ringen.	63
Abbildung 36: Auswertung des ARIs aller Brackets und Adhäsive bei Abzugversuchen unter Verwendung boviner Zähne und PMMA-Ringe.....	64
Abbildung 37: Auswertung des ARIs der Abzugversuche von Rinderzähnen...	65
Abbildung 38: Auswertung des ARIs der Abzugversuche von Rinderzähnen...	67
Abbildung 39: Auswertung des ARIs der Abzugversuche von PMMA-Ringen..	68
Abbildung 40: Auswertung des ARIs der Abzugversuche von PMMA-Ringen..	70
Abbildung 41: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen des BioQuick Brackets in Kombination mit Transbond XT auf Rinderzähnen.	80
Abbildung 42: Boxplot-Darstellung der Scherhaftfestigkeitsprüfungen des BioQuick Brackets in Kombination mit Transbond XT auf Kunststoffringen.....	81

III Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Komponentenspezifische Verarbeitung der einzelnen Adhäsivsysteme zur Bracketklebung auf Kunststoffringen.....	25
Tabelle 2: ARI nach Årtun und Bergland (ÅRTUN & BERGLAND 1984).....	34
Tabelle 3: Übersicht der Haftfestigkeitswerte für die Abscherversuche von Rinderzähnen in MPa und die zugehörigen Standardabweichungen in Abhängigkeit der Bracket-Adhäsiv-Kombination.....	37
Tabelle 4: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv GC Ortho Connect.	39
Tabelle 5: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv Kurasper F.	39
Tabelle 6: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv Transbond XT.	40
Tabelle 7: Übersicht der Haftfestigkeitswerte für die Abscherversuche von PMMA-Ringen in MPa und die zugehörigen Standardabweichungen in Abhängigkeit der Bracket-Adhäsiv-Kombination.....	41
Tabelle 8: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv GC Ortho Connect.	43
Tabelle 9: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv Kurasper F.	43
Tabelle 10: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abscherversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv Transbond XT.	44
Tabelle 11: Übersicht der Haftfestigkeitswerte für die Abzugversuche von Rinderzähnen in MPa und die zugehörigen Standardabweichungen in Abhängigkeit der Bracket-Adhäsiv-Kombination.....	46
Tabelle 12: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv GC Ortho Connect.	48
Tabelle 13: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv Kurasper F.	48
Tabelle 14: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von Rinderzähnen für das Adhäsiv Transbond XT.	48

Tabelle 15: Übersicht der Haftfestigkeitswerte für die Abzugversuche von PMMA-Ringen in MPa und die zugehörigen Standardabweichungen in Abhängigkeit der Bracket-Adhäsiv-Kombination.	50
Tabelle 16: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv GC Ortho Connect.	52
Tabelle 17: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv Kurasper F.	52
Tabelle 18: Kreuztabelle der Post-hoc-Analyse der Abzugversuche von PMMA-Ringen für das Adhäsiv Transbond XT.	53
Tabelle 19: Statistische Auswertung des ARIs, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) für den Vergleich der Abscher- und Abzugversuche.	55
Tabelle 20: Statistische Auswertung des ARIs, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Untergrundvergleich für die Abscherversuche.	56
Tabelle 21: Statistische Auswertung des ARIs für die Abscherversuche von Rinderzähnen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Bracket- und Adhäsivvergleich.	58
Tabelle 22: Statistische Auswertung des ARIs für die Abscherversuche von Rinderzähnen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Adhäsivvergleich.	60
Tabelle 23: Statistische Auswertung des ARIs für die Abscherversuche von PMMA-Ringen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Bracket- und Adhäsivvergleich.	61
Tabelle 24: Statistische Auswertung des ARIs für die Abscherversuche von PMMA-Ringen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Adhäsivvergleich.	63
Tabelle 25: Statistische Auswertung des ARIs, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Untergrundvergleich für die Abzugversuche.	64
Tabelle 26: Statistische Auswertung des ARIs für die Abzugversuche von Rinderzähnen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Bracket- und Adhäsivvergleich.	65

Tabelle 27: Statistische Auswertung des ARIs für die Abzugversuche von Rinderzähnen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Adhäsivvergleich.	67
Tabelle 28: Statistische Auswertung des ARIs für die Abzugversuche von PMMA-Ringen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Bracket- und Adhäsivvergleich.	68
Tabelle 29: Statistische Auswertung des ARIs für die Abzugversuche von PMMA-Ringen, unterteilt in hohe (ARI 0&1) und niedrige Retention (ARI 2&3) im Adhäsivvergleich.	70
Tabelle 30: Gegenüberstellung der Haftfestigkeitswerte mit entsprechenden Standardabweichungen und Errechnung eines Umrechnungsfaktors der Zahn- und Ringversuche.	83

IV Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei Frau Prof. Dr. Stellzig-Eisenhauer für die Möglichkeit der Promotion in ihrer Abteilung für Kieferorthopädie des Universitätsklinikums Würzburg, sowie die Überlassung des Themas und die Übernahme des Referats bedanken.

Darüber hinaus gilt mein besonderer Dank Herrn Dr. Marcus Holzmeier, der sowohl auf wissenschaftlicher und fachlicher aber auch auf menschlicher Ebene immer eine große Unterstützung war.

Frau Daniela Keller danke ich für die Unterstützung bei der Erstellung der Statistik.

Bei Frau Stuis-Pfeuffer möchte ich mich für die freundliche Koordination während meiner Dissertation bedanken.

Weiterhin möchte ich der Firma Forestadent und dem gesamten Team für die Möglichkeit der Versuchsdurchführung sowie der Einarbeitung und Unterstützung während der gemeinsamen Zeit danken. Mein besonderer Dank gilt hierbei Herrn Michael Fieß und Herrn Carsten Wagner für die Unterstützung während der Versuche sowie die Erläuterungen und Hilfestellungen zu jeglichem Zeitpunkt der Zusammenarbeit.

Abschließend möchte ich mich von ganzem Herzen bei meiner Familie bedanken. Danke lieber Martin und liebe Sophie für eure Motivationen, euren Frohsinn, eure Bestärkungen und euren Rückhalt.

Danke Phil für deine unendliche Unterstützung und Geduld und die Gabe, mich in hoffnungslosen Situationen wieder zur Ruhe und Zuversicht zu ermutigen.

Letztlich ein besonderer Dank an meine Eltern, die mir meinen bisherigen Lebensweg ermöglicht und mich immer mit viel Liebe, Kraft und Vertrauen unterstützt und angetrieben haben.

VI Eigene Veröffentlichungen und Kongressteilnahme

Wetzel, V., Holzmeier, M. & Stellzig-Eisenhauer, A. (2019). Evaluation der Haftfestigkeit und des Debondingverhaltens einer neu entwickelten Bracketbasis im Basis- und Methodenvergleich. *Moderiertes Poster im Parallelsymposium der 92. Jahrestagung der DGKFO*