

AUS DEM LEHRSTUHL FÜR KIEFERORTHOPÄDIE  
PROF. DR. DR. PETER PROFF  
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Das Abscherverhalten des selbstligierenden  
Lingualbrackets In-Ovation<sup>®</sup>L unter Verwendung  
verschiedener Adhäsivsysteme und Komposite**

**Inaugural - Dissertation**  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von  
Marion Schmidt

2014



Dekan: Prof. Dr. Dr. T. E. Reichert

Erstprüfer: PD Dr. A. Faltermeier

Zweitprüfer: PD Dr. S. Hahnel

Tag der mündlichen Prüfung: 15. Dezember 2014

Meiner Familie gewidmet

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung und Fragestellung .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht .....</b>	<b>4</b>
2.1	Die Adhäsivtechnik .....	4
2.1.1	Definition .....	4
2.1.2	Materialien .....	4
2.1.3	Vor- und Nachteile der Adhäsivtechnik zur Bracketbefestigung gegenüber der Bandtechnik.....	18
2.1.4	Die Bracket-Adhäsivtechnik insbesondere bei Lingualbrackets .....	19
2.1.5	Lichtpolymerisation .....	22
2.1.6	Direktes Kleben: Vor- und Nachteile.....	24
2.2	Die Lingualtechnik .....	26
2.2.1	Indikationen und Kontraindikationen.....	28
2.2.2	Vor- und Nachteile .....	30
2.2.3	Bracketpositionierung bei der direkten Klebemethode.....	33
2.2.4	Mechanik.....	35
2.3	Brackets .....	36
2.3.1	Definition .....	36
2.3.2	Anforderungen .....	37
2.3.3	Aufbau insbesondere bei Lingualbrackets .....	37
2.3.4	Vor- und Nachteile der Slotausrichtung bei Lingualbrackets .....	40
2.3.5	Selbstligierende Brackets .....	41
2.3.6	Metallbrackets .....	46
2.4	Die Haftfestigkeit von Metallbrackets.....	49
2.5	Einflussnehmende Faktoren auf das kieferorthopädische Haftverbundsystem...	50
2.6	Debonding .....	54
2.7	ARI-Score und Schmelzausrisse .....	55
<b>3</b>	<b>Material und Methode .....</b>	<b>58</b>
3.1.	Material.....	58
3.1.1	Zähne und Lagerungsmedium.....	58
3.1.2	Prüfkörpermaterial .....	61

3.1.3	Adhäsivsysteme – Bestandteile, Eigenschaften und Lagerung.....	62
3.1.4	Befestigungselemente.....	73
3.1.5	Geräte und Programme.....	75
3.2	Methode.....	77
3.2.1	Gewinnung und Vorbereitung der Rinderzähne.....	77
3.2.2	Lagerung bis zur Prüfkörperherstellung.....	77
3.2.3	Herstellung der Prüfkörper.....	78
3.2.4	Bracketapplikation auf der Zahnoberfläche .....	79
3.2.5	Lagerung in destilliertem Wasser.....	87
3.2.6	Universalprüfmaschinen.....	87
3.2.7	Messung der Haftwerte mit der Universalprüfmaschine.....	88
3.2.8	Experimentelle Auswertung.....	90
3.2.9	Statistische Datenanalyse .....	91
<b>4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>95</b>
4.1	Abschermessungen .....	97
4.1.1	Haftkraftmessung der einzelnen Gruppen sowie der Vergleich unterein-ander.....	98
4.1.2	ARI – Score: Mikroskopische Bewertung der Bruchfläche.....	103
4.2	Statistik.....	109
4.2.1	Haftkraft .....	110
4.2.2	ARI-Score.....	116
4.2.3	Zusammenhang zwischen Haftkraft und ARI – Score anhand von Kendall´s Tau.....	121
<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>123</b>
5.1	Diskussion des angewandten Materials.....	124
5.1.1	Bovine Zähne .....	125
5.1.2	Blockmaterial .....	128
5.1.3	Adhäsivsystem .....	128
5.1.4	Bracket .....	139
5.2	Diskussion der Methode .....	142
5.2.1	Einbettung .....	142
5.2.2	Bracketpositionierung .....	143
5.2.3	Lichthärtung .....	146
5.2.4	Lagerung.....	147
5.2.5	Versuchsdurchführung .....	149
5.2.6	Problematik von in vitro Studien .....	151
5.2.7	ARI – Score.....	152
5.3	Diskussion der Versuchsergebnisse .....	153

5.3.1	Haftkraft .....	153
5.3.2	Gründe für das Scheitern mancher Haftkraftmessungen und Auffälligkeiten bei Messvorgängen .....	160
5.3.3	ARI - Score.....	164
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>167</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>170</b>
<b>Anhang</b> .....		<b>205</b>
	Tabellenverzeichnis .....	205
	Abbildungsverzeichnis .....	207
<b>Erklärung</b> .....		<b>214</b>
<b>Danksagung</b> .....		<b>215</b>

## **1 Einleitung und Fragestellung**

„Es gibt zwei Gründe für die kieferorthopädische Behandlung: ästhetische und funktionelle“ (Williams et al., 2000). So lauten die einführenden Worte eines Fachbuches, welches sich mit den Grundlagen und der klinischen Anwendung von feststehenden kieferorthopädischen Apparaturen beschäftigt. Durch die kieferorthopädische Behandlung lassen sich nicht nur Zahnfehlstellungen korrigieren, sie kann auch einen deutlichen Effekt auf die faziale Ästhetik haben.

Folglich lässt sich das Ziel einer solchen Behandlung als „die Herstellung einer bestmöglichen okklusalen Beziehung im Rahmen einer akzeptablen fazialen Ästhetik mit einem stabilen Behandlungsergebnis“ zusammenfassen (Proffit, 1993).

Ein unattraktives dentales Erscheinungsbild kann durchaus negativen Einfluss auf die psychische Entwicklung eines Menschen nehmen. Es kann die Akzeptanz in der Gruppe beeinflussen oder auch Auswirkungen auf die berufliche Karriere haben. Aus diesen Gründen nimmt die Nachfrage nach einer Korrektur von Zahnfehlstellungen stetig zu.

Es ist nicht allzu lange her, dass ein Großteil der Bevölkerung die Meinung vertrat, eine solche Behandlung beschränke sich nur auf das Kindes- und Jugendalter. Doch es kommt durchaus vor, dass auch „ältere“ Patienten, sei es aus ästhetischen oder funktionellen Gründen, eine kieferorthopädische Behandlung benötigen. Diese schrecken jedoch bei dem Gedanken, eine sichtbare Apparatur tragen zu müssen, regelrecht davor zurück, einen Kieferorthopäden aufzusuchen.

Ästhetik spielt in der heutigen Gesellschaft eine immer größer werdende Rolle. Zunehmend mehr Patienten wünschen aufgrund dessen eine möglichst unsichtbare Korrektur ihrer Zahnfehlstellung. Die Industrie versuchte deswegen, die ästhetischen Gesichtspunkte von feststehenden, kieferorthopädischen Apparaturen zu verbessern, indem sie z.B. die Brackets verkleinerte oder andere Werkstoffe wie Keramik oder Kunststoff verwendete. Die Beschäftigung mit der Entwicklung einer v.a. ästhetisch akzeptablen kieferorthopädischen Apparatur führte dazu, dass man begann, Brackets auf der oralen Seite der Zähne anzubringen. Die sogenannte „Lingualtechnik“ wurde ins Leben gerufen. Sie stellt eine optimale Balance zwischen der Korrektur von Zahnfehlstellungen und dem Erhalt des ästhetischen Gleichgewichts des Gesichts dar.

Anwendung finden bei dieser Technik speziell entwickelte Lingualbrackets, die in gleicher Weise auf den Lingualflächen adhäsiv befestigt und nach erfolgter Therapie wieder entfernt werden, wie konventionelle Brackets, die man auf bukkale Flächen klebt. Dafür werden auf dem Markt etliche Produkte angeboten. Egal, welches Bracket verwendet wird: man sollte darauf achten, den Klebeverbund zwischen Zahn und Bracket so zu gestalten, dass dieser auf der einen Seite die ausgeübten Kräfte während der kieferorthopädischen Behandlung übersteht und auf der anderen Seite die Brackets ohne Beschädigung der Zahnhartsubstanz nach Abschluss der Behandlung wieder problemlos entfernt werden können.

Für die Korrektur von Zahnfehlstellungen wurde von Reynolds (1975) – allerdings an den Vestibulärflächen – eine Haftfestigkeit von 6 - 8 MPa festgelegt. Um eine solche Haftfestigkeit von Adhäsivsystemen zu überprüfen, werden in der Regel Abscherversuche mit einer Universalprüfmaschine durchgeführt.

Im Zuge der Neuentwicklung selbstligierender Brackets wurde mit dem In-Ovation®L-Bracket das weltweit erste, selbstligierende Lingualbracket entwickelt, für welches noch keine Haftfestigkeitswerte publiziert wurden. Bei der Vielfalt an Adhäsivsystemen und den zahlreichen Kompositen, die momentan auf dem Markt sind – denn auch hier blieb die Entwicklung nicht stehen und es gibt mittlerweile viele Möglichkeiten, den Schmelz vorzubehandeln bzw. die Brackets auf den Zahn zu applizieren –, stellt sich nun die Frage, welches System am besten für diesen Brackettyp geeignet ist. Aus diesem Grund erscheint es sinnvoll, die Abscherkräfte bei der Anwendung einiger Adhäsivsysteme zur Befestigung des In-Ovation®L-Brackets zu untersuchen und die ermittelten Werte einander gegenüberzustellen. Insgesamt werden neun Systeme à zehn Prüfkörper auf ihre Haftfestigkeit überprüft und miteinander verglichen.

Das Ziel dieser in vitro Studie ist, mittels Abscherversuche und statistischer Tests Aufschlüsse hinsichtlich bislang noch nicht geklärter Fakten zu erlangen. Die Aufgabe besteht darin, festzustellen:

- wie hoch die Abscherkräfte bei der Anwendung der neun verschiedenen Adhäsivsysteme sind, wobei der klinische Klebeverbund Zahn-Adhäsiv-Befestigungselement zum Einsatz kommt,

- ob es grundsätzlich mit den unterschiedlichen Adhäsivsystemen möglich ist, ein optimales Verhältnis zwischen der Haftfestigkeit während (d.h. Haftwerte > 6 - 8 MPa) und der leichten Entfernbarkeit der Brackets nach erfolgter kieferorthopädischer Behandlung zu erreichen,
- welches der getesteten Adhäsivsysteme dabei am besten abschneidet und ob von einem „optimalen System“ für das In-Ovation<sup>®</sup>L-Bracket gesprochen werden kann,
- wieviel Restadhäsiv nach ihrer Entfernung auf der Schmelzoberfläche zurückbleibt,
- ob eine Entfernung der Brackets ohne Schädigung der Zahnhartsubstanz möglich ist und
- ob gegebenenfalls sogar ein Zusammenhang zwischen der Haftkraft und dem Restadhäsivverbleib auf der Schmelzoberfläche festgestellt werden kann.

Abschließend werden die gewonnenen Ergebnisse mit denen anderer Studien verglichen, um auf diese Weise gegebenenfalls eine Aussage bezüglich der klinischen Relevanz dieser Ergebnisse treffen zu können.

Darüber hinaus wird eine Abschätzung abgegeben, inwiefern sich die daraus resultierenden Erkenntnisse praktisch umsetzen lassen, sowie Vorschläge unterbreitet, welche diese Aspekte verbessern oder gar vereinfachen könnten.

## **2 Literaturübersicht**

### **2.1 Die Adhäsivtechnik**

Mit der Einführung der Schmelzätztechnik im Jahr 1955 durch Buonocore wurde die Grundlage der Adhäsivtechnik geschaffen, die in vielen Bereichen der Zahnmedizin noch Anwendung findet, z.B. beim Befestigen von Brackets. Hier hat sie sich mittlerweile als Standardmethode etabliert (Buonocore, 1955).

#### **2.1.1 Definition**

Unter dem Begriff Adhäsion (lat., adhesio) versteht man die gegenseitige Haftung zweier Substanzen, die in engem Kontakt zueinander stehen (Driessens, 1977). Dabei kann eine Adhäsion an der Zahnhartsubstanz entweder durch mechanische und bzw. oder durch chemische Bindung erreicht werden (Kullmann, 1990).

Die Adhäsivtechnik ist eine Methode, um Zahnersatz im Rahmen von prothetischen Arbeiten zu befestigen. So findet sie Anwendung z.B. beim Zementieren von Keramikrestorationen oder beim Befestigen von Kronen, Veneers oder Klebebrücken. Darüber hinaus hat sie sich noch im Bereich der Zahnerhaltung bei der Versorgung von Defekten mit Kompositfüllungen, aber auch in der Kieferorthopädie, z.B. im Rahmen der Befestigung von Brackets auf der Zahnhartsubstanz, etabliert.

Das Prinzip besteht darin, dass ein dünnflüssiger Kunststoff als Haftvermittler einen Verbund zwischen der Zahnhartsubstanz, in diesem Fall dem konditionierten Schmelz, und der Bracketbasis herstellt (Moritz et al., 2009). Eine optimale Benetzung der Oberfläche stellt dabei eine wichtige Voraussetzung für die Haftung des Komposits dar (Kullmann, 1990).

#### **2.1.2 Materialien**

Prinzipiell umfasst die Herstellung eines adhäsiven Verbundes drei Schritte:

- 1. Schritt: Konditionieren des Schmelzes,
- 2. Schritt: Applikation eines Primers,
- 3. Schritt: Applikation eines Adhäsivs.

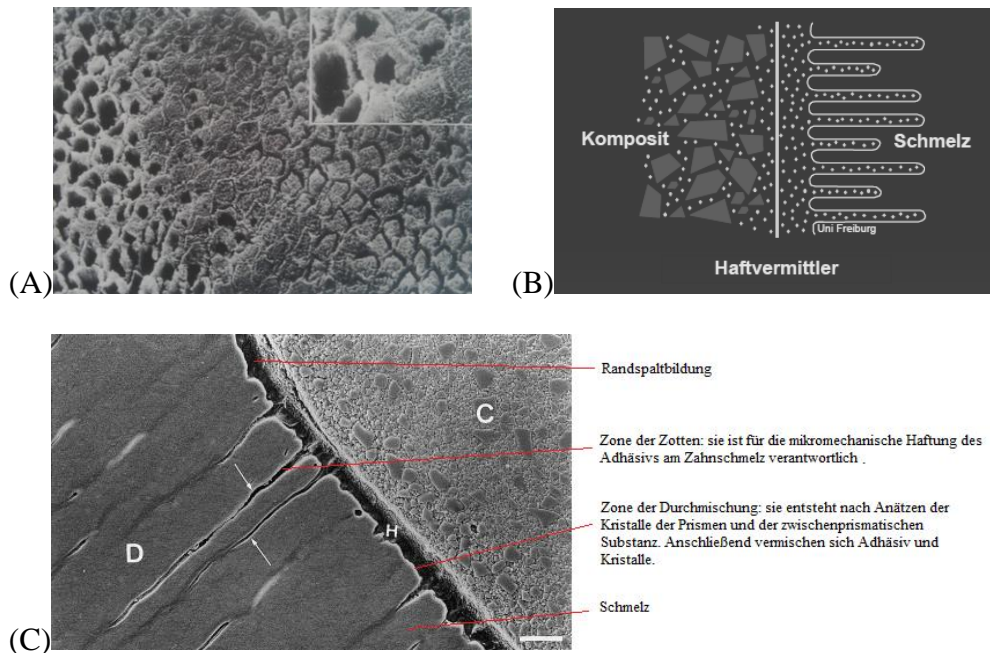
Primer und Adhäsiv vermischen sich nach der Applikation und bilden eine stabile Hybridschicht, die das Bindeglied zu dem mit Komposit beschichteten Bracket darstellt (Moritz et al., 2003).

#### 2.1.2.1 Ätzmittel

Als Ätzmittel wird in der Adhäsivtechnik in der Regel 30 bis 40 %ige Orthophosphorsäure angewendet. Sie wird gewöhnlich in Gelform aufgetragen und besteht aus Polyethyl-Methacrylat-Polymeren, Alkohol und Phthalestern. Die aneinandergereihten Polymerketten sorgen für ihre gelige Konsistenz (Graham et al., 1991). Die Säure ermöglicht durch den Verbleib am Applikationsort eine sorgfältige Kontrolle der zu konditionierenden Zahnoberfläche (Hellwig et al., 2009).

Schmelz würde wegen seiner relativ glatten und strukturarmen Oberfläche nur wenig Retention bieten. Sein glattes Erscheinungsbild liegt laut Retief (1973) darin begründet, dass sich Mukopolysaccharide des Speichels auf der Zahnoberfläche ablagern. Die Tatsache, dass Schmelz feucht und spröde ist sowie eine geringe Oberflächenspannung aufweist, ist für eine ausreichende Retention nicht förderlich.

Ätzmittel können diesen organischen Belag entfernen und tragen anschließend von der freien Oberfläche Material ab. Dabei entsteht durch Entkalkung und Herauslösen von Kalziumbestandteilen (Hydroxylapatit) aus den Schmelzprismen bzw. der interprismatischen Substanz ein mikroretentives Relief (Otzoprak et al., 2007), (Abb. 1), mit der Konsequenz einer erheblichen Oberflächenvergrößerung. Dieses mikroretentive Relief ist sehr wichtig, da weder das Adhäsivsystem noch das Komposit eine chemische Bindung mit dem Zahnschmelz eingehen kann.

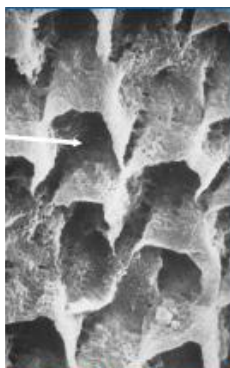


**Abb. 1.** Ätzmuster.

(A) REM. Ätzmuster nach Einwirken von Phosphorsäure.

(B) Schematische Darstellung des Verbundes angeätzter Schmelz (Zotten)-Haftvermittler (Primer und Bonding)-Komposit (P. Diedrich, 1983).

(C) Betrachtung unter dem REM: Nach der Schmelzconditionierung entsteht ein retentives Ätzmuster im Zahnschmelz (aus B. Haller und H. Hellwig, 1999).



**Abb. 2.**

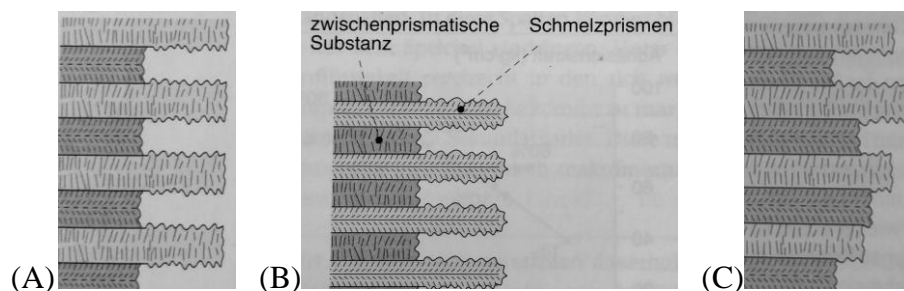
„Zentraler Ätztyp“ unter dem REM (aus H.-G. Serogl, 1990).

Die Geschwindigkeit, mit der die Säure das Hydroxyapatit herauslöst und sich weiter ihren Weg bahnt, ist abhängig von ihrem pH-Wert und der Konzentration (Serogl, 1990). So zeigten z.B. Chow und Brown (1973), dass zu hohe Konzentrationen zu einem weniger stark ausgeprägten mikroretentiven Relief führten, da weniger Kristalle herausgelöst wurden.

Die Einwirkzeit der Säure ist ein weiterer Parameter, der Einfluss auf die Stärke des späteren Verbundes nimmt (Wang et al., 1991). So beobachtete Diedrich (1983) unter dem Rasterelektronenmikroskop abhängig von der Zeit bzw. der Lokalisation unterschiedliche Ätzmuster nach dem Anätzen der Schmelzoberfläche:

- „zentraler Ätztyp“: Auflösung zentraler Anteile der Schmelzprismen (Abb. 2)
- „peripherer Ätztyp“: Spaltbildungen in den Randbezirken der Prismen,
- „strukturarmer Ätztyp“: poröse Oberfläche in der prismenfreien äußeren Schicht von frisch durchgebrochenen Zähnen,
- sternförmiges Muster: bedingt durch den irregulären Prismenverlauf (Sergl, 1990).

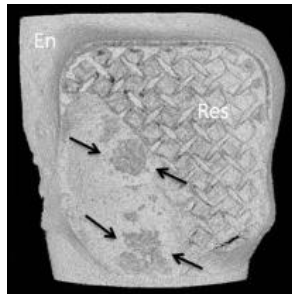
Eine weitere Unterteilung lieferten Hellwig et al. (2009). Hier wird zwischen einem Ätztyp I (Weglösen v.a. der Prismenzentren), einem Ätztyp II (Weglösen von v.a. zwischenprismatischer Substanz) und einem Ätztyp III (Mischtyp) unterschieden (Abb. 3).



**Abb. 3.** Bildhafte Darstellung der unterschiedlichen Äztypen: (A) Ätztyp I, (B) Ätztyp II und (C) Ätztyp III (aus E. Hellwig et al., 2009).

Zu Beginn des Ätzens lassen sich nur Mikroporositäten nachweisen. Erst im Anschluss zeigt sich der bevorzugte „zentrale Ätztyp“ mit Erhaltung säureresistenter Randbezirke. Laut Diedrich (1983) liegt die optimale Ätzzeit für ein gleichmäßig verteiltes, retentives Ätzmuster mit ausreichender Tiefe bei 2 min. Eine längere Zeitspanne würde zu einer Zunahme an poröser Oberfläche führen und die Spaltbildung nicht wesentlich begünstigen.

Im Laufe der Zeit wurde dann schließlich dazu übergegangen, die Zeit zu verringern, weil ersichtlich war, dass die maximale Haftintensität nicht oberstes Ziel ist. Im Gegenteil, eine stärkere Verzahnung bedeutet nämlich auch, das Risiko für Schmelzausrisse beim „Debracking“ zu erhöhen (Abb. 4). So kamen Brännström et al. (1982) zu dem Schluss, dass eine Säureeinwirkzeit von 15 s ausreichend ist für eine zufriedenstellende Retention. Zudem stellten Wang und Lu (1991) sogar bei Ätzzeiten, die länger als 120 s waren, einen verminderten Verbund fest, da es durch einen Kollaps der Strukturen zu einer Verstopfung der Poren kam. Das Ergebnis war eine verminderte Porenzahl und daraus resultierend eine kleinere Retentionsfläche (Nguyen et al., 2011).



**Abb. 4.** Kompositreste, aber auch Areale mit Schmelzausrissen nach dem „Debracking“ eines Metallbrackets (aus J. C. Filho et al., 2013).

Bei einem Ätzzvorgang geht eine Schicht von ca. 10 µm Dicke irreversibel verloren. Der darunterliegende Bereich weist histologisch sichtbare Veränderungen in Form von Gruften und Spalten auf.

Wird nun dieser umgestaltete Schmelz mit einem niedrig viskösen Kunststoff oder einem Schmelzhaftvermittler benetzt, dringt dieser in die entstandenen Gruben ein und haftet mikromechanisch am Schmelz. Wichtig ist, dass dieses Adhäsiv bzw. Komposit flüssig genug ist für die Tiefenpenetration an der Schmelzoberfläche, jedoch auch ausreichend dickflüssig, damit die Brackets im Anschluss gut am Zahn fixiert werden können und an Ort und Stelle bleiben (Matasa, 1989). Dadurch können spaltfreie Verhältnisse geschaffen werden (Hellwig et al., 2009).

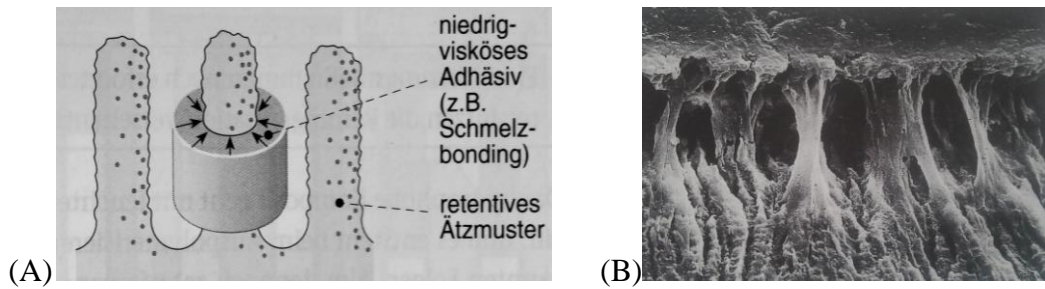
#### 2.1.2.2 Primer und Bonding

Um nach dem Konditionieren einen ausreichenden Haftmechanismus schaffen zu können, wird ein Adhäsivsystem, bestehend aus Primer und Bonding, benötigt, das die Eigenschaften besitzt, in die geschaffenen Rauigkeiten einzudringen und diese in ausreichendem Maße zu benetzen. Folglich basiert der Anhaftungsmechanismus dieser Systeme einerseits auf der Bindung an der Zahnhartsubstanz und andererseits auf der durch Polymerisation initiierten Verbindung mit dem aufgetragenen Bonding.

Grundsätzlich kann man zwischen sich vernetzenden Monomeren, die durch ihre Quervernetzung die mechanischen Eigenschaften des Adhäsivsystems beeinflussen, und funktionellen unterscheiden, die die chemischen Gruppen zur Verfügung stellen, jedoch nur linear Polymere ausbilden können, was allerdings auf physikalischer Ebene nicht ausreichend ist. Primer enthalten gewöhnlich die funktionellen Monomere, wohingegen im Bonding überwiegend die sich vernetzenden Elemente zu finden sind. Einflaschen-Adhäsive (siehe 1.1.2.3.) enthalten beide Gruppen. Allerdings ist hier ein zusätzlicher Spacer nötig, um mögliche Reaktionen zu unterdrücken.

Die Wechselwirkungen zwischen dem hydrophoben Adhäsiv und der Schmelzoberfläche sind nur sehr schwach ausgeprägt. Um dennoch einen zufriedenstellenden Verbund zwischen diesen beiden Substanzen herzustellen, werden Primer (Haftvermittler) verwendet. Primern sind hydrophile, bifunktionelle Monomere (z.B. Hydroxyethyl-Methacrylat (HEMA) oder Triethylenglykol-Dimethacrylat (TEGDMA)) in Kombination mit einem Lösungsmittel, wie etwa Wasser, Aceton oder Alkohol. Hinzu kommen noch Zusätze, wie das Glutaraldehyd, welches der Kollagenstabilisierung dient. Primer haben die Aufgabe, das Kollagenetzwerk zu benetzen und zu penetrieren, indem sie Kunststoffzapfen in den Poren des durch das Konditionieren geschaffenen retentiven Netzwerks bilden, und es so für die Aufnahme der Monomere, den Grundbausteinen des Komposits, vorzubereiten (Gängler et al, 2005).

Die meist dünnflüssigen Adhäsive, auch Bondingsysteme genannt, bestehen vorwiegend aus größeren, hydrophoben Monomeren, wie Bis-GMA oder UDMA. Die enthaltenen Lösungsmittel sind vergleichbar mit denen der Primer. Adhäsive haben die Aufgabe, über eine ablaufende Copolymerisation mit den Primermonomeren die Kunststoffzapfen zu vervollständigen, oberflächlich in das retentive Netzwerk einzudringen und schließlich die Oberfläche für die Aufnahme des Komposits vorzubereiten. Durch lichtinduzierte Polymerisation werden die Monomere zum Polymer vernetzt und dadurch erhärtet. Diese wenige Mikrometer dünne Polymerschicht, die auch als Hybrid-schicht (Primer und Adhäsiv) bezeichnet wird, ist nun mikromechanisch über schlauchförmige Zapfen, sogenannte „Tags“, im durchdrungenen Kollagenfasernetzwerk verankert (Gängler et al., 2005). Es kommt zu einem regelrechten Aufschumpfen des Adhäsivs auf die Schmelzzotten, was als „rheologischer Effekt“ bezeichnet wird (Abb. 5). Diese Kunststoffausläufer, die eine Tiefe von bis zu 100 µm erreichen können (Diedrich, 1983), führen zu einer engen Verzahnung zwischen Adhäsiv und Schmelz. Somit hängt die Stärke des Verbunds zum einen von der Anzahl der Poren, in die der Kunststoff eindringt, zum anderen von dessen Eindringtiefe ab, die durch die Zeit bis zur Aushärtung bestimmt wird (Gwinnett et al., 1967).



**Abb. 5.** Adhäsiv.

(A) Aufschrumpfen des Adhäsivs auf die Schmelzzotten (aus E. Hellwig et al., 2009);

(B) Schnitt durch die Zahnoberfläche bei Betrachtung unter dem REM. Die Kunststoffzapfen reichen weit in die durch das Anätzen der Zahnoberfläche geschaffenen Mikroporositäten (aus P. Diedrich, 1983).

Die mit der Polymerisation einhergehende Schrumpfung der Hybridschicht zählt ebenfalls zu den charakteristischen Eigenschaften eines Adhäsivs. Dazu kommt es während der Polymerisation, wenn die Monomere in eine geordnete Struktur überführt werden (Choi et al, 2000). Es treten Belastungsspannungen auf, die jedoch nach dem Erhärten des Adhäsivs kontinuierlich abnehmen. Neben diesen internen Spannungen kommt es auch zu externen Belastungen (z.B. durch Kaubewegungen oder Temperaturschwankungen), die beide gemeinsam zur Entstehung von Randdefekten des Adhäsivs beitragen können. Diese wiederum können zu einem frühzeitigen Versagen der Adhäsivleistung führen, was eine mögliche Ursache dafür sein kann, dass es zu einem großen Intervall resultierender Haftwerte bei der Durchführung von Abscherversuchen kommen kann. Oft werden Primer und Bonding zu einem Einflaschen-Adhäsiv zusammengefasst. Eine Steigerung des Haftverbundwerts Zahn-Adhäsiv-Bracket kann dadurch erzielt werden, dass zusätzlich zur Benetzung der Zahnoberfläche mit einem entsprechenden Adhäsivsystem zu Beginn der Bracketbefestigung eine Schicht Primer bzw. Adhäsiv auf die Unterseite der Bracketbasis aufgetragen und ausgehärtet wird (Bradburn et al., 1992). Dies soll laut angegebener Studie auf der einen Seite die Abscherfestigkeit steigern, auf der anderen Seite den Ort der Bruchstelle zur Schmelz-Adhäsiv-Seite hin verschieben.

### 2.1.2.3 Selbstätzende Primer

Bei selbstätzenden Primern (SEP) werden Konditionierung und Priming kombiniert, wodurch ein separates Ätzen und Abspülen der Säure entfällt. Somit werden zwei eigentlich getrennt voneinander ablaufende Arbeitsschritte zu einem zusammengefasst, was nicht nur Zeitersparnis bedeutet, sondern auch den Arbeitsprozess erleichtert, da die Gefahr geringer ist, die vorbereitete Zahnoberfläche zu kontaminieren (Velo et al., 2002). Allerdings muss nach der Anwendung solcher Systeme der Schmelz luftgetrocknet werden, da oft Lösungsmittel, wie Wasser, Ethanol oder Aceton enthalten sind.

Die Wirksamkeit von selbstätzenden Primern hinsichtlich der klinisch geforderten Haftkraft von 6 - 8 MPa (Reynold, 1975) ist zwar bei nicht allen, jedoch bei vielen Produkten gegeben, wie etliche Studien belegen. Allerdings fiel die mittlere Haftkraft bei einigen SEPs deutlich geringer aus als bei der konventionellen Säure-Ätz-Technik (Bishara et al., 1998, 1999 und 2001; Yamada et al., 2002; Grubisa et al., 2004). Solche widersprüchlichen Ergebnisse können darin begründet sein, dass „Self-etching“-Primer kompatible Adhäsive benötigen, um ausreichend hohe Haftwerte zu erzielen.

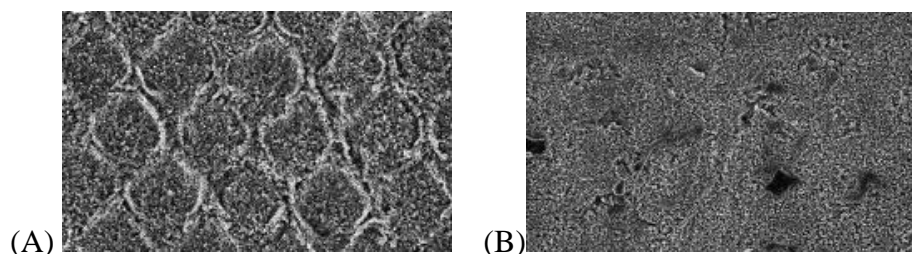
Selbstätzende Primer bestehen aus Phosphorsäure-Methacrylat-Molekülen, wobei die sauren Phosphatgruppen für das Herauslösen von Kalzium aus dem Schmelz zuständig sind. Kalzium bildet mit den Phosphatgruppen Komplexe und wird dadurch bei der Polymerisation in das Netzwerk mit einbezogen. Dies führt zur Neutralisation der Säure und lässt den pH-Wert ansteigen, was zur Demineralisation führt. Das Ätzen und die Penetration des Schmelzes verlaufen bei Anwendung derartiger Systeme gleichzeitig, sodass die Tiefe des Ätzmusters und die Eindringtiefe des Primers identisch sind. Der Ätzbvorgang wird beendet, indem die sauren Gruppen des Monomers ebenfalls Komplexe mit dem herausgelösten Kalzium bilden und dadurch neutralisiert werden. Die in den Primern eingelagerten Ionen gewährleisten später die mikromechanische Retention des Komposits (Bishara et al., 1999; Velo et al., 2002). Durch die steigende Viskosität und die Entfernung des Lösungsmittels während des Lufttrocknungsschrittes verlangsamt sich der Transport von Säuren an die Schmelzoberfläche und kommt schließlich endgültig durch die Polymerisation des Primers zum Stillstand (Cinader, 2001).

SEPs lassen im Vergleich zur Phosphorsäureätzung ein schwächer ausgeprägtes Ätzmuster entstehen, als es von der Phosphorsäureätzung bekannt ist. Dies wird dadurch deutlich, dass sich die sonst bekannte kreidig opake Oberfläche nicht bildet (Gange,

1995). Ein flacheres Ätzmuster bedeutet auch eine geringere Auflösungstiefe des Schmelzes und daraus resultierend auch einen verminderten Zahnhartschmelzverlust (Jacobsen, 1981).

Selbstätzende Primer bieten aber noch weitere Vorteile:

- Im Vergleich zu konventionellen Systemen sind sie weniger anfällig gegenüber Feuchtigkeit. Die Gefahr der Speichelkontamination ist v.a. im distalen Bereich des dritten und vierten Quadranten und hier besonders lingual hoch. Durch verschiedene Studien, die die Haftkräfte bei der Anwendung von SEPs mit und ohne Feuchtigkeitzutritt untersuchten, konnte gezeigt werden, dass deren Werte nicht signifikant abnahmen (Cacciafesta, 2003).
- Selbstätzende Primer minimieren darüber hinaus auch, bedingt durch die Reduktion der Arbeitsschritte – d.h. dem ursprünglich gesonderten Ätzen, Abspülen der Säure und Trocknen der Zahnoberfläche –, den Zeitaufwand und vermindern auf diese Weise potentielle Fehlerquellen, die hierbei hätten entstehen können.
- Das flachere Ätzmuster wirkt sich positiv auf das Entfernen der Brackets, das sogenannte Debonding bzw. Debracking, aus. Nach dem Entfernen der Brackets sollte so wenig Komposit wie möglich auf dem Zahn zurückbleiben, da dies im Rahmen der darauffolgenden Reinigung der Oberfläche zu größeren Schmelzverlusten führen und unabhängig davon den Zeitfaktor ansteigen lassen würde. Die Menge an verbleibendem Komposit ist beim konventionellen Säure-Ätz-Verfahren deutlich höher als bei der Anwendung von SEPs (Hosein, 2004). Dies lässt sich auch anhand folgender zwei Abbildungen (Abb. 6) deutlich zeigen:



**Abb. 6.** Betrachtung unter dem REM. Verbleibende Kompositreste auf der Schmelzoberfläche nach dem Entfernen der Brackets, (A) nach Anwendung von Phosphorsäure im Rahmen der konventionellen Ätztechnik; (B) nach Vorbehandlung mit Transbond Plus Self Etching Primer (aus R. J. Scougall-Vilchis et al., 2009b).

- Letztlich scheint auch der Verlauf der Bruchlinie, die beim Debracking entsteht, hier eine Rolle zu spielen, wobei die Aussagen auf diesem Gebiet sehr stark auseinander gehen und diesbezüglich noch weitere Untersuchungen nötig sind.

Als Nachteil dieser Systeme ist zu nennen, dass es schwierig zu erkennen ist, ob die Schmelzoberfläche wirklich angeätzt ist. Bei der konventionellen Technik ist dies möglich durch das in Erscheinung tretende weiße, opake Muster. Das heißt, die Kontrollmöglichkeiten sind hier durchaus limitiert.

Auch hinsichtlich der Haftkraft weichen die Meinungen in einigen Studien stark voneinander ab.

#### 2.1.2.4 Klassifizierung der Adhäsivsysteme

Im Rahmen der fortlaufenden Entwicklung von Adhäsivsystemen setzte sich die Klassifizierung von van Meerbeek (1992) durch. Dieser unterteilte die Adhäsivsysteme in vier Typen, abhängig von der Art und der Anzahl der Arbeitsschritte. Dabei unterschied er grob zwischen „Etch&rinse“-Adhäsiven mit vorheriger Phosphorsäurekonditionierung und „Self-etching“-Adhäsiven. Nachfolgende Tabelle (Tab. 1) zeigt abschließend einen zusammenfassenden Überblick.

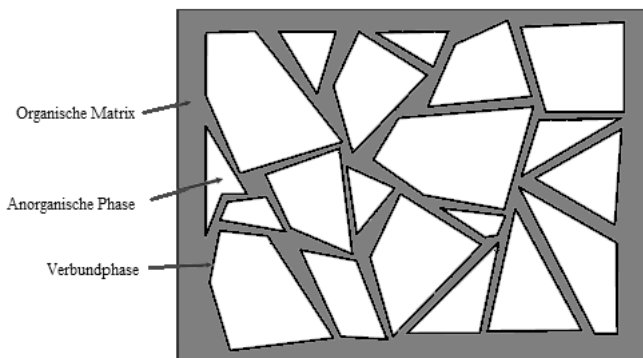
**Tab. 1.** Klassifizierung der vier Typen der Adhäsivsysteme nach van Meerbeek (nach A. Moritz et al., 2009).

Etch&Rinse: Adhäsive mit Phosphorsäureätzung		Self Etch: selbstkonditionierende Adhäsive	
TYP 1	TYP 2	TYP 3	TYP 4
3-Schritt-Systeme	2-Schritt-Systeme	2-Schritt-Systeme	1-Schritt-Systeme
1. Phosphorsäure	1. Phosphorsäure	1. Selbstätzender Primer	Einflaschen-Adhäsiv („All-in-one“)
2. Primer	2. Einflaschen-Adhäsiv	2. Bonding	
3. Bonding			

Des Weiteren können noch „Rinsing-“ von „Non-Rinsing-“Produkte unterschieden werden. Diese Bezeichnung legt fest, ob ein Abspülen des Ätzmittels nach dem Konditionieren des Schmelzes nötig ist oder nicht.

### 2.1.2.5 Komposit

Bei den zur Befestigung von kieferorthopädischen Brackets verwendeten Kompositen handelt es sich ursprünglich um Polymethacrylate. Kompositkunststoffe sind zahnfarbene, plastische Verbundwerkstoffe, die chemisch oder durch Energiezufuhr härten. Der herkömmliche, in der Füllungstherapie verwendete Kunststoff setzt sich aus dem flüssigen Monomer, das die organische Matrix bildet, einem Pulver, dem PMMA, auch „die disperse (anorganische) Phase“ genannt, und einer Verbundphase zusammen (Abb. 7).



**Abb. 7.** Bildliche Darstellung der Hauptbestandteile eines Kompositkunststoffes: Organische Matrix, anorganische Phase und Verbundphase (aus G. Schmalz, 2009).

Obendrein sind noch Zusätze enthalten, die die chemischen und physikalischen Eigenschaften bestimmen. Dazu zählt ein Akzelerator, der vorwiegend aus tertiären Aminen besteht und mit dem Initiator, meist Benzoyperoxid, Kampferchinon oder Phenyl-Propandion, beim Mischen ein Redoxsystem bildet (Viohl, 1981), was zur Beschleunigung der Polyreaktion beiträgt. Lichtinitiatoren absorbieren elektromagnetische Energie. Sie beinhalten meist eine Ketongruppe. Ihre Elektronen werden durch Lichtabsorption angeregt und bilden entweder selbst ein freies Radikal oder bewerkstelligen diesen Prozess durch einen Elektronentransfer mittels Co-Initiator.

Andere Komposite enthalten anstelle oder neben dieser lichthärtenden eine chemisch bzw. selbsthärtende Komponente, d.h. Redoxinitiatoren, die durch die Beimengung eines weiteren Bestandteils (Co-Initiator), z.B. Benzylperoxid, reagieren.

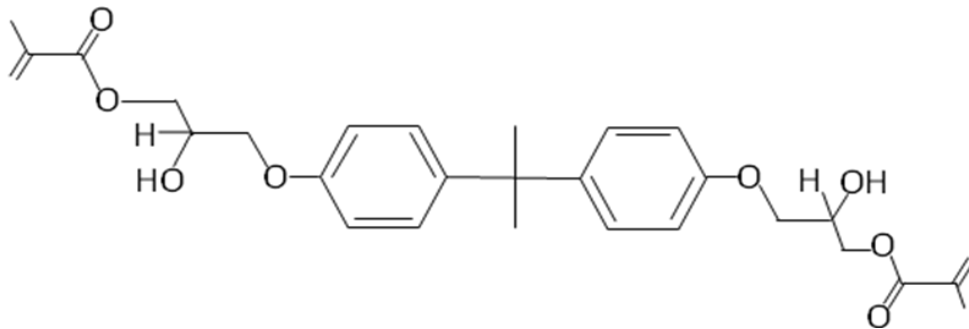
„Dualhärtende“ Systeme, d.h. Systeme, die beide Komponenten besitzen, bieten den Vorteil, dass durch den lichthärtenden Bestandteil der Polymerisationsstart frei gewählt werden kann und der chemische Teil für die vollständige Aushärtung sorgt – und das auch an Stellen, an denen das Licht den Kunststoff nur schwer erreicht, wie es z.B. unter der Bracketbasis der Fall ist. Durch diese Eigenschaften sorgen dualhärtende Kom-

posite für eine gesteigerte Umsetzungsrate der Polymerisation (van Landuyt et al., 2007).

Wichtig zu erwähnen ist in diesem Zusammenhang auch der Stabilisator, das Hydrochinon, das eine vorzeitige Polymerisation verhindert (Diedrich, 2000; Hellwig, Klimek, Attin, 2009).

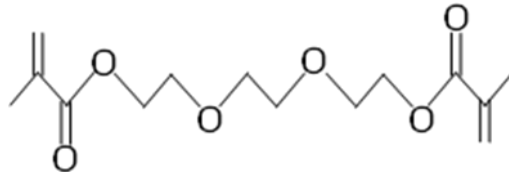
Aber auch Inhibitoren, wie etwa das Butylhydroxytoluol, werden einem Komposit zugesetzt, um mögliche Reaktionen vor dem klinischen Einsatz zu unterdrücken (van Landuyt et al., 2007).

Bowen (1962) führte schließlich das Reaktionsprodukt aus einem Epoxidharz und einem Methacrylat ein: das Bisphenol-A-Diglycidyl-Dimethacrylat, besser bekannt unter dem Namen Bis-GMA (Abb. 8).



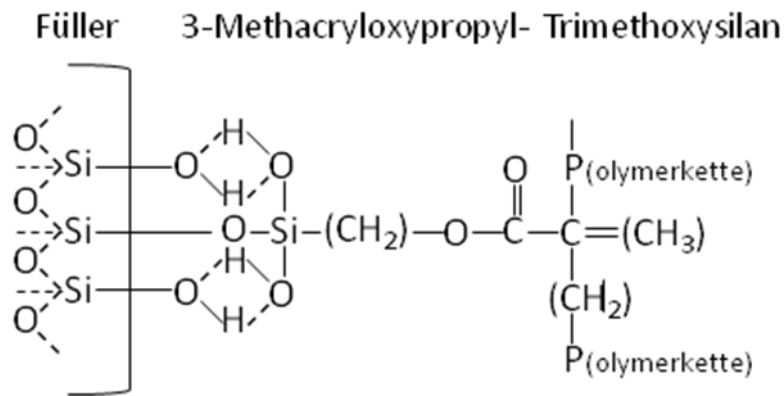
**Abb. 8.** Strukturformel von Bis-GMA.

Dieses neue Komposit unterscheidet sich vom klassischen Füllungskunststoff dadurch, dass dem Ausgangsprodukt organische oder anorganische Füllstoffe beigemischt werden, deren Anzahl und Größe Einfluss auf die Materialeigenschaften nehmen. So lassen sich positive Effekte auf die Abrasionsbeständigkeit, die Wasseraufnahme und die Polymerisationsschrumpfung nachweisen (Diedrich, 2000). Je größer derartige Füllkörper sind, desto schwieriger ist die Penetration der zu benetzenden Oberfläche (van Landuyt et al., 2005). Zudem enthält dieses Komposit noch ein Comonomer als Lösungs- bzw. Verdünnungsmittel, welches die hohe Viskosität des Bis-GMA herabsetzt und sich somit günstig auf die Verarbeitungseigenschaften auswirkt. Anwendung findet hier meist Triethylenglykoldimethacrylat (TEGDMA) (Asmussen, 1975), (Abb. 9).



**Abb. 9.** Strukturformel TEGDMA.

Durch eine Silanisierung der Füllkörper kann ein chemischer Verbund zwischen diesen und dem Trägeradhäsiv, also der organischen Matrix, geschaffen werden. Dadurch können die mechanischen Eigenschaften gesteigert werden. Als Silanisierungsmittel findet meist 3-Methacryloxypropyl-Trimethoxyisilan Anwendung (Hellwig et al., 2009), (Abb. 10).



**Abb. 10.** Das Silanisierungsmittel 3-Methacryloxypropyl-Trimethoxyisilan.

Hinsichtlich der Füllkörper kann man zwischen Mikro- (0,1  $\mu\text{m}$ ; Siliziumdioxid) und Makrofüllerkompositen (0,1-100  $\mu\text{m}$ ; Quarz, Glas und Keramik) unterscheiden. Makrofüller lassen sich nur schlecht polieren, was eine hohe Oberflächenrauigkeit mit sich bringt. Die Vorteile gegenüber den Mikrofüllern liegen jedoch in der geringeren Polymerisationsschrumpfung, der verringerten Wasseraufnahme und der geringeren thermischen Expansion. Kleinere Füllkörper haben allerdings wegen ihrer höheren Packungsdichte ein besseres Verschleißverhalten. Die positiven Eigenschaften beider Größen sind in sogenannten Hybridkompositen vereint, die sowohl Mikro- als auch Makrofüller enthalten (Schießl, 2008).

Zusammenfassend soll ein Befestigungskunststoff folgende Anforderungen erfüllen (Sergl, 1990):

- Hinsichtlich der Verarbeitbarkeit: eine ausreichend hohe Viskosität, um ein exaktes Platzieren der Brackets zu gewährleisten und um anschließend eine Veränderung der Position zu vermeiden,
- eine lange Verarbeitungszeit auf der einen, ein kurzes Zeitintervall auf der anderen Seite bis zur vollständigen Aushärtung,
- eine glatte Oberflächengestaltung,
- keine toxischen oder allergenen Eigenschaften,
- Farbbeständigkeit sowie
- Volumenstabilität, eine geringere Polymerisationsschrumpfung und thermische Expansion.

Hinzu kommt noch, dass das Komposit und folglich der Verbund weder durch Kräfte, die während der Behandlung auftreten, noch durch orale Flüssigkeiten geschwächt werden darf (Keizer et al., 1976). Der Kunststoff soll auch einen geringen Grad an Unreinheit, der nicht immer vermieden werden kann, tolerieren und infolgedessen nicht zu einer Minderung des Haftverbunds führen (Matasa, 1989). Zudem ist ein akzeptabler Kostenrahmen erstrebenswert, ebenso wie die Handhabung und die Eigenschaft, keine Prädilektionsstelle für Karies zu bilden (Matasa et al., 2003).

Abschließend muss noch erwähnt werden, dass Komposite während der Aushärtung grundsätzlich zu Dimensionsveränderungen neigen. Dies wird als sogenannte Polymerisationsschrumpfung bezeichnet. Sie beeinträchtigt den Haftverbund zum Zahnschmelz und führt zu Randspalten, welche das Eindringen von Bakterien begünstigen. Um diese Schrumpfung und folglich die auftretende Spannung möglichst gering zu halten, sollte das Verhältnis von freier zu beklebter Fläche, zusammengefasst unter dem Begriff „C-Faktor“, möglichst klein sein. In der Konsequenz bedeutet dies, eine geringe Menge Komposit zu verwenden, die dann gleichmäßig als dünne Schicht parallel zur Zahnoberfläche auf den Schmelz appliziert wird (Hellwig et al., 2009).

#### 2.1.2.6 Der Unterschied zwischen einem Adhäsiv und einem Komposit

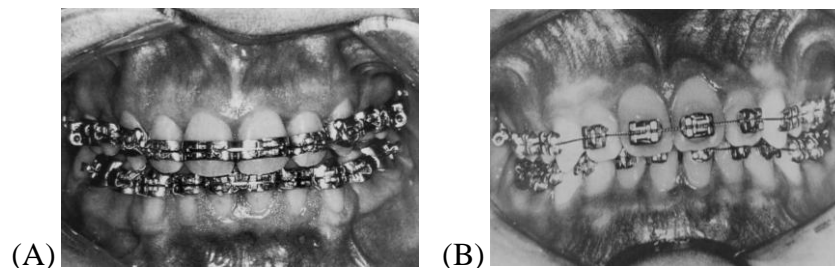
An dieser Stelle soll auf den Unterschied zwischen Komposit und Adhäsiv eingegangen werden, da diese beiden Begriffe oft vertauscht oder gar als Synonym füreinander verwendet werden. Die Konvergenz ist laut Definition im Füllstoffgehalt begründet.

Dabei ist zu vermerken, dass Komposite im Gegensatz zu Adhäsiven immer Füllstoffe enthalten, die positiven Einfluss auf die physikalischen und mechanischen Eigenschaften nehmen. Dies wirkt sich bei der Verwendung dieser Materialien in der restaurativen Zahnheilkunde positiv aus, erschwert jedoch in der Funktion als Befestigungsmaterial das Auftragen einer sehr dünnen Schicht.

Das niedrig-visköse und dünn applizierbare Adhäsiv hingegen kann zusammen mit dem Primer optimal in die durch Ätzen des Schmelzes geschaffenen Mikroporositäten und rauen Oberflächenstrukturen eindringen und somit die Haftung des Befestigungskomposits für die Brackets an der Zahnhartsubstanz durch chemische, aber auch mechanische Kräfte gewährleisten (Moritz et al., 2009).

### 2.1.3 Vor- und Nachteile der Adhäsivtechnik zur Bracketbefestigung gegenüber der Bandtechnik

Nachfolgende Abbildungen veranschaulichen visuell den Unterschied zwischen adhäsiv befestigten Brackets und der Bandtechnik (Abb. 11).



**Abb. 11.** Zwei unterschiedliche Techniken im Vergleich. (A) Die Band- und die (B) Adhäsivtechnik (aus H.-G. Serogl, 1990 ).

#### 2.1.3.1 Vorteile

Bei der Anwendung von Adhäsivsystemen zur Bracketbefestigung ist im Vergleich zur Bandtechnik die Gefahr geringer, dass es zu Entkalkungen oder sogar Karies kommt. Natürlich ist auch durch diese Art der Bracketbefestigung die physiologische Selbstreinigung bzw. die mechanische Zahnreinigung eingeschränkt und es entstehen am Übergang zwischen Zahn und Bracketbasis in gleichem Maße zusätzliche Prädilektionsstellen wie bei einem Band. Allerdings sind diese besser zu kontrollieren. Bei der Bandtechnik kommt noch das Problem hinzu, dass sich dieses lösen und lange Zeit unent-

deckt bleiben kann. Dieser Aspekt kann jedoch auch bei den adhäsiv befestigten Brackets auftreten.

Als weiterer Vorteil ist zu nennen, dass ein Separieren der Zähne entfällt. Dies wirkt sich zum einen positiv auf den zeitlichen Faktor aus und es müssen nach Abschluss der kieferorthopädischen Behandlung die anfänglich für die Bebänderung geschaffenen Lücken nicht geschlossen werden.

Auch die Ästhetik spielt hier eine große Rolle. Aufgeklebte Brackets, gerade im Lingualraum, sind weniger auffällig als Bänder und finden deshalb, v.a. in der Erwachsenenbehandlung, großen Anklang.

Zu guter Letzt ergeben sich durch die Klebetechnik neue Anwendungsmöglichkeiten. So können z.B. retinierte, operativ freigelegte Zähne mit einem adhäsiv befestigtem Bracket versehen und sicher und schonend eingegliedert werden (Sergl, 1990).

#### 2.1.3.2 Nachteile

Dennoch weist die Adhäsivtechnik auch Nachteile auf. Gerade die direkte Methode macht es schwierig, Brackets exakt auf der Zahnoberfläche zu platzieren. Dieser Aspekt wird zu einem späteren Zeitpunkt der Arbeit erneut aufgegriffen und genauer erläutert (siehe 2.3.3.).

Die Häufigkeit, mit der sich Brackets bei Anwendung der Klebetechnik lösen, beträgt 7,5 % (Diedrich, 1981). Eine Lockerung der Bänder tritt seltener auf. Ein Ablösen von Brackets betrifft v.a. den posterioren Bereich des Zahnbogens.

Zudem resultiert durch das vorausgehende Anätzen des Schmelzes und die Bearbeitung der Oberfläche ein Substanzverlust, der zwischen 20 und 50 µm liegt. Kommt es dann im Rahmen der Bracketentfernung nach Abschluss der Behandlung zu Schmelzausrissen, kann dies sogar einen Bereich betreffen, der bis zu 150 µm reichen kann (Brown und Way, 1978).

#### 2.1.4 Die Bracket-Adhäsivtechnik insbesondere bei Lingualbrackets

Die zu beklebende, linguale Zahnoberfläche muss initial, z.B. mit Hilfe von Gummikelchen und einer speziellen Reinigungspaste, die keine Fluor-, Fett- oder Ölzusätze enthalten darf, gereinigt werden, um die mikrobielle Plaque zu entfernen. Gerade lingual muss dabei sehr sorgfältig vorgegangen werden, da die Zahnflächen hier anatomisch

viel unregelmäßiger gestaltet sind (z.B. durch ausgeprägte Randleisten, akzessorische Höcker,...) als beispielsweise labial. Zudem soll darauf geachtet werden, dass die Gingiva bei diesem Prozess nicht verletzt wird, um schwer stillbare Blutungen und somit einen verminderten Klebeverbund zwischen Zahn und Bracket zu vermeiden (Schwindling, 1991). Falls Zahnstein vorhanden ist, muss dieser im Vorfeld entfernt werden.

Anschließend gilt es, sich ein trockenes und übersichtliches Arbeitsfeld zu schaffen, damit die Bracketadhäsion erfolgreich ist, wobei aber meist eine absolute Trockenlegung mittels Kofferdam nicht nötig und demnach die relative vollkommen ausreichend ist. Diese kann z.B. mittels Watterollen oder Parotiskissen erfolgen.

Die saubere und trockene Zahnoberfläche wird anschließend mit 37 %iger Phosphorsäure 15 bis 20 s angeätzt. Die angeätzte Fläche soll dabei nicht größer als die Bracketbasis sein. Stark fluoridierte Zähne, erkennbar an Whitespots, müssen länger vorbehandelt, bzw. die Säureapplikation wiederholt werden (Schwindling, 1991), da man hier von einer höheren Säureresistenz ausgeht (Sergl, 1990). Säurereste und herausgelöste Schmelzpartikel werden anschließend abgespült und abgesaugt. Die Wassersprayzeit beträgt pro Zahn ca. 5 bis 10 s. Die ölfrei-getrocknete, angeätzte Schmelzfläche zeigt nun ein weißes, opakes Muster (Abb. 12).



**Abb. 12.** Beispielhafte Darstellung zur Veranschaulichung der Schmelzoberfläche nach dem Ätzvorgang mit Phosphorsäure (nach M. Kujawski, 2007/2008).

Die geschaffenen Mikroporositäten sollen vor jeglicher Verunreinigung, z.B. einer Speichelkontamination und damit einem Darüberlegen von Glykoproteinen (Sergl, 1990; Eriksson et al., 2004), geschützt werden, damit ein Gelingen der konventionellen Schmelzanätzung möglich ist. Ein feuchtes Milieu würde die geschaffenen Poren ver-

stopfen und ein Eindringen des Adhäsiv verhindern. Auch die Kontamination mit Blut ist in ähnlicher Weise kontraproduktiv (Faltermeier et al., 2007a).

Für eine korrekte Position der zukünftigen Brackets ist es möglich, sich bei der direkten Klebetechnik feine Bleistiftmarkierungen zu machen. Diese Graphitmarkierung dient der Orientierung. Sie vermindert die Haftkraft für das Adhäsiv klinisch nicht signifikant (Muchitsch et al., 1989).

Das weitere Vorgehen bestimmen die jeweiligen Adhäsivsysteme. Hier gelten strikt die Verarbeitungsvorschriften der Hersteller. Wichtig ist es nur, an dieser Stelle zu erwähnen, dass, falls Primer zur Anwendung kommen, der Luftstrom beim Verblasen dieser Mittel in inzisale bzw. okklusale Richtung gerichtet ist, um ein Eindringen in den Sulcus und daraus folgend eine Entzündung der Gingiva zu vermeiden.

Nach der Konditionierung der Schmelzoberfläche werden die Brackets, deren Basis zunächst mit Aceton oder Alkohol und Wattepellets entfettet und somit gereinigt wird, nach Beschichtung mit einer kleinen Portion Befestigungskomposit auf die zuvor vorbereitete Zahnoberfläche aufgesetzt. Dies erfolgt entweder mit einer anatomischen oder – insbesondere lingual, wegen der eingeschränkten Sicht und bestimmten anatomischen Gegebenheiten – mit einer speziellen Setzpinzette (Abb. 15). Diese Klemmpinzette kann mit ihrem freien Ende in den Bracketsschlitz eingeführt werden und so ein Fassen der Befestigungselemente ermöglichen. Die Brackets können dann mit Hilfe eines Scalers in die richtige, individuelle Position gebracht werden. Besondere Beachtung erfordert ihre mesiodistale und axiale Ausrichtung. Hat man schließlich die korrekte Position gefunden, wird das Bracket einige Sekunden fest erneut mit einem Scaler auf die Zahnoberfläche aufgedrückt. Die dabei hervorquellenden Kompositüberschüsse werden umgehend entfernt, damit im Anschluss ein harmonischer Übergang zwischen Bracket und Zahnoberfläche herrscht.

Nach der initialen Abbindephase des Befestigungskomposits gilt es, noch einmal folgenden Punkten Beachtung zu schenken: es darf kein Spalt zwischen Bracketbasis und Zahnoberfläche bestehen. Lufteinschlüsse und damit Sauerstoff verhindern die Aushärtung des Komposits und reduzieren dadurch die Haftung (Maijer und Smith, 1981). Zudem dürfen die Brackets die okklusalen Verhältnisse nicht einschränken und auch der Approximalraum muss frei von jeglichem Komposit sein. Hinsichtlich der Komposit-

schichtdicke soll auf gleichmäßige Verhältnisse geachtet werden, da es ansonsten zu erhöhten Spannungen im Material kommen kann (Maijer und Smith, 1981).

Im Anschluss erfolgt dann mittels einer entsprechenden Lampe die endgültige Polymerisation des Kunststoffes für jeweils 20 s pro Zahn. Gegebenenfalls müssen danach bestehende raue Übergänge an den Adhäsivrändern mit entsprechenden Finierinstrumenten nachbearbeitet und geglättet werden.

Im nächsten Schritt wird die Okklusion erneut überprüft.

Angeätzter, nicht mit Komposit bedeckter Schmelz wird zu guter Letzt zur Förderung der Remineralisation fluoridiert (Diedrich, 2000; Scuzzo et al., 2003).

Folgende Tabelle liefert abschließend eine Zusammenfassung der oben genannten Materialien sowie deren Funktion und Beziehung zueinander (Tab. 2).

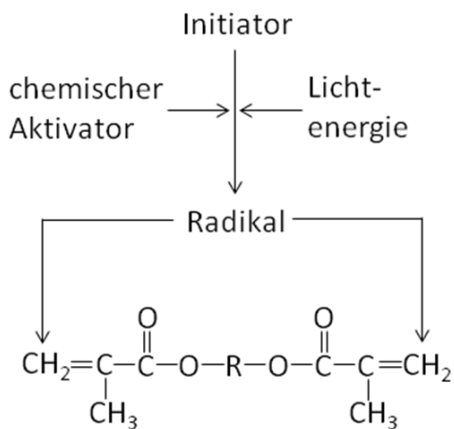
**Tab. 2.** Übersicht über mechanische und chemische Verbundverfahren (nach B. Ludwig und B. Glasl, 2010).

Kleben von Brackets auf Zahnschmelz	
Mechanische Makroretention	Lingual-Technik: ggf. Pulver-Wasser-Strahlung
Mechanische Mikroretention	Konditionierung mit 37 %iger Orthophosphorsäure
Chemischer Haftverbund	Primer (ungefülltes oder gering gefülltes Monomer) dringt in die durch Schmelzätzung geschaffenen, mechanischen Mikroretentionen ein
Kleber	Komposit

### 2.1.5 Lichtpolymerisation

Ursprünglich wurden zur Bracketfixierung chemisch härtende Komposite verwendet, die später von UV-lichthärtenden Systemen abgelöst wurden. Ihr Wellenlängenbereich lag zwischen 360 und 400 nm. 1980 führte man schließlich die heute üblichen Systeme ein, die Blaulicht zur Polymerisation verwenden. Dabei handelt es sich um Licht im Wellenlängenbereich zwischen 440 und 500 nm. Dieses Intervall liegt im sichtbaren Spektrum, wodurch das Sicherheitsrisiko sinkt, da es für das menschliche Auge unverkennbar ist.

Durch die physikalische Applikation von Licht kann das Adhäsiv im Verbund aushärten (Eichner und Kappert, 2005).



**Abb. 13.** Polymerisation. Ein Initiator wird durch chemische Aktivierung bzw. Bestrahlungsenergie in ein Radikal umgewandelt. Dieses Radikal führt zu Vernetzungsreaktion der Monomermoleküle.

Als Polymerisationslampen finden sowohl Halogen- als auch LED-Lampen Anwendung (Hellwig et al., 2009; Retamoso et al., 2010). Zu den allerneuesten Errungenschaften zählt das Plasmalicht (Dall'igna et al., 2011).

Die Polymerisationszeit sollte möglichst kurz gehalten werden, um Pulpairritationen oder Speichelkontaminationen zu vermeiden und dadurch die Retention nicht zu reduzieren. Mehrere Studien haben gezeigt, dass die Bestrahlungszeit verkürzt werden kann, ohne dass dies zu einer Minderung der Haftfestigkeit führt. Darüber hinaus haben verkürzte Polymerisationszeiten den Vorteil, die Behandlungszeit zu verringern und dadurch, auch wenn nur in sehr geringem Umfang, eine reduzierte Belastung für den Patienten zu schaffen (Dall'igna et al., 2011).

Die Polymerisation beträgt mit konventionellen Halogenlampen etwa 40 s. Dabei gilt es, die Lichtquelle möglichst ruhig zu halten (Hellwig et al., 2009). Die Beleuchtung sollte, wenn möglich, von allen vier Seiten der Bracketbasis erfolgen (Dall'igna et al., 2011).

Lichthärtende Komposite weisen gegenüber den chemisch härtenden folgende Vorteile auf (Greenlaw et al., 1989; Eichner und Kappert, 2005; Hellwig et al., 2009).

- Ein Anmischen einzelner Komponenten entfällt und folglich ist eine sofortige Verarbeitung möglich;

- Aufgrund der relativ langen Verarbeitungszeit ist ausreichend Zeit für eine korrekte Bracketplatzierung und anschließende Entfernung eventuell bestehender Kompositüberschüsse;
- bei exakter Anwendung ist mit einer schnellen und guten Durchhärtung zu rechnen;
- zu Letzt können mehrere Brackets gleichzeitig geklebt werden können; dies bedeutet eine zusätzliche Zeitersparnis.

Nachteilig wirkt sich jedoch bei diesen Systemen aus, dass der Polymerisationsbeginn unkontrolliert ablaufen kann, z.B. bedingt durch Tageslicht. Darüber hinaus ist die Durchhärtungstiefe limitiert (Hellwig et al., 2009).

Als Initiator der Polymerisation dieser lichthärtenden Komposite fungiert meist Kampherchinon. Dieses wird von absorbierenden Photonen aktiviert. Daraufhin werden freie Radikale gebildet und die Polymerisation gestartet (Ada, 2002) (Abb. 13).

Die Aushärtung des Komposits bei der Befestigung von Brackets erfolgt indirekt, d.h. das Licht der Polymerisationslampe wird unter der Bracketbasis reflektiert und sorgt so für die Erhärtung des Klebers (Oesterle et al., 2004). Die Position des Brackets sollte in dieser Phase so gut es geht unverändert bleiben, da es sonst zu einer Minderung des Verbunds mit dem Zahn kommen kann (Matasa, 1989). Die Penetrationstiefe und die Lichtintensität, aber auch die Wellenlänge und die Polymerisationszeit nehmen maßgeblich Einfluss auf den Grad der Aushärtung (Greenlaw et al., 1989).

### **2.1.6 Direktes Kleben: Vor- und Nachteile**

Newman beschrieb 1965 zum ersten Mal den Gebrauch von Kompositen zum direkten Kleben von Brackets, was im Großen und Ganzen auch zu zufriedenstellenden Ergebnissen führte, wie etliche Untersuchungen zeigen (Newman, 1965).

Bei dieser Art der Bracketapplikation wird die vorkonditionierte Schmelzoberfläche mit einem Primer sowie einem Adhäsiv benetzt und das mit dem korrespondierenden Komposit beschichtete Bracket direkt im Patientenmund mit Hilfe einer Setzpinzette auf dem vorbehandelten Zahn positioniert (Abb. 14A). Dabei wird für eine optimale Bracketlokalisation nicht mit labortechnisch auf Patientenmodellen hergestellten, individuell angefertigten Übertragungstrays gearbeitet, wie es bei der indirekten Methode üblich ist (Abb. 14B).



**Abb. 14.** Setzpinzette.

(A) Setzpinzette zum direkten Befestigen von Brackets im Patientenmund;

(B) Indirekte Bracketbefestigung: Übertragungstray zum Anbringen von Lingualbrackets (aus W. Klee, 2007).

#### 2.1.6.1 Vorteile

Die Vorteile dieser direkten Bracketfixierung liegen u.a. im Bereich der Karies- und Gingivitisprophylaxe begründet, da durch optimale Andrückbarkeit der Brackets – vorausgesetzt man vermeidet Hohlräume zwischen Legierung und Zahn – die Wahrscheinlichkeit einer Plaqueakkumulation oder Demineralisation unter gelockerten Brackets minimiert ist (Zacharisson, 1978).

Auch die günstigere Ästhetik fällt positiv ins Gewicht.

Zudem besteht hier ein geringerer Materialaufwand. Auch ein einzeitiges Vorgehen ist möglich (Frick et al., 1979; Diedrich, 1984), wodurch sich ein weiterer Termin zur Abdrucknahme vermeiden lässt.

Somit hat diese Vorgehensweise im Vergleich zur indirekten Methode Vorteile hinsichtlich Material-, Labor- und Zeitkosten.

#### 2.1.6.2 Nachteile

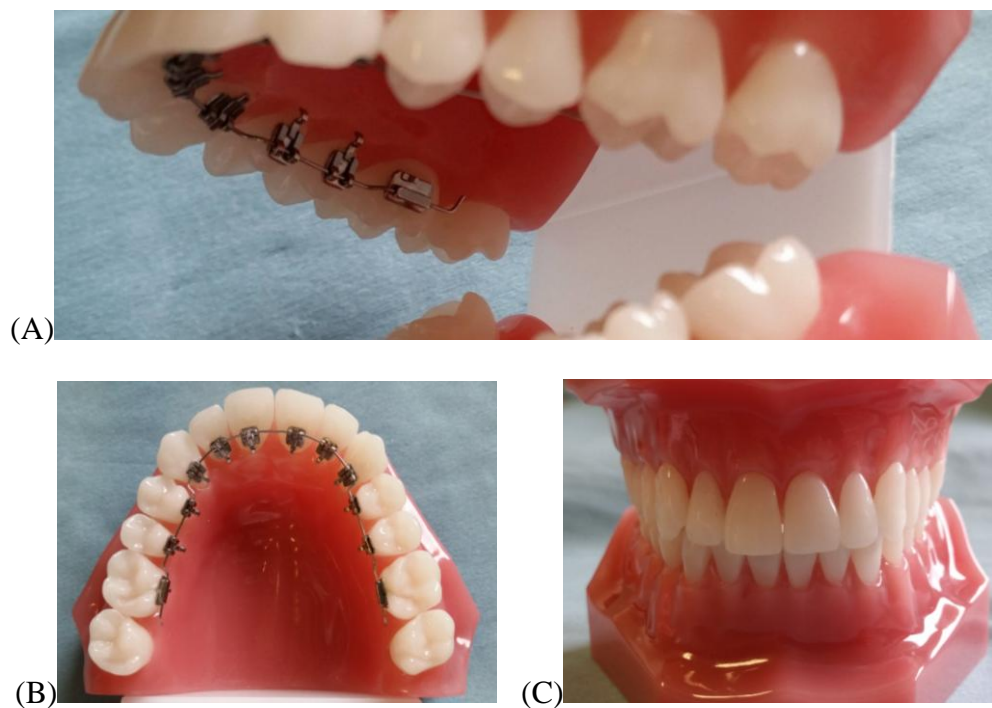
Jedoch weist diese Art der Bracketapplikation auch Nachteile auf: So kann zunächst die Schmelzpolitur, später das Anätzen zu einem gewissen Schmelzverlust (Frick et al., 1979) und möglicherweise das Debonding am Ende der kieferorthopädischen Behandlung zu Schmelzausrissen führen (Reynolds, 1975; Diedrich, 1983). Die Gefahr, dass es beim Entfernen der Brackets zur Beschädigung der Zahnhartsubstanz kommt, ist besonders hoch, wenn die Haftfestigkeit des Komposit-Schmelz-Verbundes Werte von mehr als 10 MPa annimmt (Bowen et al., 1962; Gwinett et al., 1977).

Durch ein versehentliches Ablösen der Brackets kann es unter der Basis zu Entkalkungen bis hin zu Karies kommen, wenn dies unbemerkt bleibt. Auch im Falle eines rechtzeitigen Bemerkens muss das Bracket erneut befestigt werden. Die Haftwerte von wiederbefestigten Brackets liegen einigen Studien zufolge deutlich unter dem Ausgangswert, was ein erneutes Ablösen der Brackets begünstigt (Bishara et al., 2002).

Letztendlich ist ein weiterer Nachteil die eingeschränkte Sicht, die ein Platzieren der Brackets, v.a. im distalen Bereich der Zahnreihe, erschweren kann.

## 2.2 Die Lingualtechnik

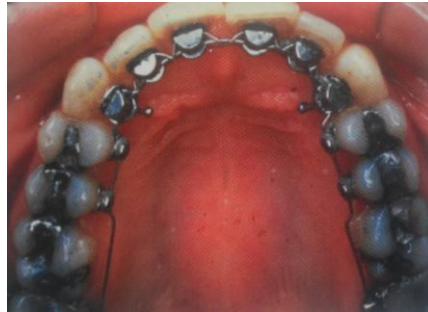
Da sich immer mehr Erwachsene einer kieferorthopädischen Therapie unterziehen, steigen auch die Ansprüche im ästhetischen Bereich stetig an, wodurch die Lingualtechnik immer weiter in den Vordergrund rückt.



**Abb. 15.** Die Lingualtechnik (A) – eine Zahnsperre, die innen befestigt wird (B) und von außen nicht sichtbar ist (C).

Unter Lingualtechnik verstehen wir eine Form der festen Zahnsperre, bei der die Brackets, wie der Name schon sagt, lingual angebracht werden (Abb. 15). Dies hat zum einen einen ästhetischen Vorteil, da die festsitzende Apparatur „unsichtbar“ für Außenstehende erscheint. Zum anderen kann durch sie während der Korrektur von Zahnfehl-

stellungen auch jede noch so kleine Veränderung optisch nachvollzogen werden (Epple, 2012). Die Lingualtechnik eignet sich zur Korrektur fast jeder Zahnfehlstellung. Ziel eines jeden Lingualbracket-Systems sollte dabei immer höchster Tragekomfort bei möglichst geringer – bestenfalls sogar keiner Beeinträchtigung der Sprache sein.



**Abb. 16.** Generation #1.

Das erste industriell gefertigte Lingualbracket aus Metall der Firma Ormco (mit einem Aufbissplateau im Frontzahnbereich und stark abgerundeten Brackets an den Prämolaren) (P. Diedrich, 1983).

Die Lingualtechnik fand Ende der 70er Jahre das erste Mal Anwendung durch Dr. Craven Kurz (Diedrich, 2000). Allerdings verwendete er damals bukkale Brackets, die lingual befestigt wurden. Die Industrie, oder besser gesagt die Firma Ormco, fand Interesse an dieser Technik und so wurde 1976 das erste Lingualbracket, die sogenannte „Generation #1“ (Abb. 16), aus Metall angefertigt, konstruiert von einer siebenköpfigen Gruppe von Kieferorthopäden, die ihre Erfahrungen mit diesem System austauschten und stetig an einer Weiterentwicklung interessiert waren. Daraufhin wurde eine Welle der Erfindung neuer Lingualbrackets ausgelöst. Immer wieder wurde eine Korrektur des Bracketdesigns vorgenommen. Aber mindestens genauso häufig wurden die Entwickler von der Realität eingeholt und kehrten zur konventionellen bukkalen Technik zurück. Ursachen waren Aspekte, wie erhöhter Zeitaufwand, Probleme bei der Bracketpositionierung oder biomechanische Probleme, bedingt durch den verringerten Abstand zwischen den Brackets (Diedrich, 1984).

Erst in den 90er Jahren fand die Lingualtechnik nach einer Reihe von Fortschritten auf labortechnischer und klinischer Ebene v.a. in Deutschland und Japan wieder Anwendung. Die einfachere Handhabung, z.B. durch die indirekte Technik zur Bracketfixierung, führte zu besseren Behandlungsergebnissen. Weitere Entwicklungen folgten (Fritz et al., 2002).

Gerkhardt (1997) kam nach 15 Jahren klinischer Erfahrung zu zwei wesentlichen Feststellungen:

- „Einem Zahn ist es offensichtlich gleichgültig, von welcher Seite die Behandlung erfolgt.“
- Jeder ästhetische Vorteil wird mit Nachteilen sowohl für den Patienten, als auch für den Behandler "erkauft" .“

Alles in allem ist es bei sachgemäßer Anwendung dieser Technik durchaus möglich, viele Stellungsanomalien zu behandeln (Kurz, 1998; Diedrich, 2000).

## **2.2.1 Indikationen und Kontraindikationen**

### 2.2.1.1 Indikationen

Für einige Anomalien scheint die Lingualtechnik von großem Nutzen zu sein: so eignet sie sich sehr gut zur Bisshebung bei der Behandlung eines Deckbisses. Abhilfe schafft hierbei das Aufbissplateau der Lingualbrackets, das dem tiefen Biss entgegensteuert und eine Hebung des Bisses begünstigt (Alexander et al., 1983; Gorman et al., 1991). Problematisch sieht es allerdings bei sehr ausgeprägten sagittalen Frontzahnstufen aus, wie es bei einer Angle-Klasse II/1 der Fall sein kann. Hier können die Unterkieferfrontzähne keinen Kontakt zum Aufbissplateau herstellen, was einen Verankerungsverlust zur Folge hat.

Dieses Aufbissplateau kann auch für die Korrektur eines Kreuzbisses von großem Vorteil sein, da es infolge der Bissperrung zu einer sofortigen Disklusion der Seitenzähne kommt. Diese Systematik wird zudem durch die palatinale Lage des Kraftangriffs positiv beeinflusst, der in der Achse der zu rotierende Zähne und somit viel näher am Widerstandszentrum des Zahnes lokalisiert ist. Dadurch können zum einen die Kräfte für die Torquebewegung kontrolliert und effektiv zum Einsatz gebracht werden. Auf der anderen Seite lassen sich so, im Vergleich zur bukkalen Technik, Elongationen von Frontzähnen vermeiden (Polzar, 2012).

Eine weitere Indikation stellen „moderate Stellungsanomalien bei Neutralokklusion mit ausgedehntem vertikalen Überbiss und Distalbefunde mit Tiefbiss“ (Kahl-Nieke, 2010) dar.

Die Lingualtechnik eignet sich aber auch für die Korrektur von (Harzer, 1999; Raiman, 2006; Ludwig et al., 2009):

- im Drehstand positionierten Zähnen,
- Wurzelkipnungen,
- Zähnen, die aufgerichtet und gekippt werden sollen sowie
- Behandlungen bei Erwachsenen.

Ein hoher ästhetischer Anspruch von Patientenseite aus stellt ebenfalls eine Indikation dar.

Ein weiterer Punkt ist der Extraktionsfall. Hier erleichtert die Lingualtechnik im Vergleich zur Außenbrackettechnik eher den Lückenschluss (Madsen, 2012), da ein Einlagern der Zunge in den zahnlosen Bereich durch die linguale Apparatur verhindert wird.

Darüber hinaus eignet sie sich für die Durchführung von kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischen Behandlungen (Lacey et al., 1998). Auch offene Bisse lassen sich durch sie korrigieren (Fadel et al., 1994; Geron et al., 2002).

Wie man unschwer erkennen kann, überschneidet sich der Indikationsbereich der Lingualtechnik doch in vielen Punkten mit dem der bukkalen Multibandapparaturen. Sie stellt somit eine „unsichtbare“ und effektive Alternative zur konventionellen Technik dar.

#### 2.2.1.2 Kontraindikationen

Die Lingualtechnik kann allerdings, wie bereits erwähnt, für ausgeprägte sagittale Frontzahnstufen nicht angewandt werden. Dies liegt in dem fehlenden Kontakt zum Aufbissplateau begründet.

Große Vorsicht ist zudem bei Anomalien geboten, die mit einem knappen Überbiss einhergehen. Hier kann es infolge von Verankerungsproblemen zu einer „iatrogenen Bissöffnung“ kommen (Kahl-Nieke, 2010).

Eine weitere Kontraindikation stellen fortgeschrittene parodontale Erkrankungen dar (Nezhat et al., 2003), die angepasste orthodontische Mechaniken benötigen. Eine Korrektur unter derartigen Bedingungen kann nur mit Hilfe der Segmentbogentechnik erfolgen (Geron, 2004) – lässt sich also durch die Lingualtechnik nicht realisieren. Der Zahnhalteapparat muss somit intakt und die Zähne sollen fest im Knochen verankert sein.

Auch zu geringe linguale Platzverhältnisse und daraus folgend ein zu sehr eingengter Zungenraum können das Einsetzen einer solchen Apparatur unmöglich machen.

Ansonsten sprechen gegen die Lingualtechnik die üblichen Aspekte, die gegen festsitzende Apparaturen im Allgemeinen sprechen, wie etwa schlechte orale hygienische Verhältnisse bedingt durch mangelnde Compliance des Patienten.

Kurze Zahnkronen oder sehr eng stehende Zähne stellen mittlerweile keine Kontraindikation mehr dar (Smith et al., 1986).

### 2.2.1.3 Zusammenfassung

Tabelle 3 fasst noch einmal die Indikations- bzw. Kontraindikationsbereiche der Lingualtechnik entsprechend verschiedener Patientenfälle zusammen.

**Tab. 3.** Einteilung bezüglich der verschiedenen Patientenfälle (nach G. Scuzzo und K. Takemoto, 2003).

<b>Ideale Fälle</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tiefbiss</li> <li>• Diasthema</li> <li>• Klasse I-Fall mit geringem Engstand</li> <li>• Klasse II-Fall mit Extraktion der oberen Prämolaren</li> </ul>
<b>Schwierige Fälle</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Extraktion aller vier Prämolaren</li> <li>• Kreuzbiss im posterioren Seitenzahnbereich</li> <li>• Kombiniert kieferorthopädisch-kieferchirurgischer Fall</li> <li>• Offener Biss</li> </ul>
<b>Kontraindikationen</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Schwere parodontale Erkrankungen</li> <li>• Schwere kranio-mandibuläre Dysfunktion</li> </ul>

## 2.2.2 Vor- und Nachteile

### 2.2.2.1 Vorteile

Die Ästhetik ist ein wichtiger positiver Aspekt der Lingualtechnik und für den Patienten sehr bedeutsam. Die festsitzende Apparatur wird von Außenstehenden nicht wahrgenommen und erscheint nahezu unsichtbar. Dies führt dazu, dass sich gerade Erwachsene für eine kieferorthopädische Behandlung entscheiden (Madsen, 2012).

Die lingual applizierten Brackets bieten außerdem den Vorteil, dass Behandlungsergebnisse sowohl für den Patienten als auch für den Behandler sofort sichtbar werden, wäh-

rend vestibuläre Apparaturen zunächst die Sicht verwehren und nur das Multiband und weniger den ausgeformten Zahnbogen zeigen (Wang et al., 1993). Dies kann durchaus psychologisch effektiv sein und sich positiv auf die Motivation und Mitarbeit des Patienten auswirken (Creekmore, 1989; Wang et al., 1993). Allerdings kann auch eine höhere Erwartungshaltung die Folge sein – ein Aspekt, der eher die Kontraseite bestärkt (Rummel et al., 1999).

Zudem bleiben durch ihre Anwendung die vestibulären, sichtbaren Zahnflächen unverseht. Sie werden weder bei der Bracketentfernung beschädigt, noch kommt es in diesem Bereich zu Entkalkungen, sogenannten „Whitespots“ (Gorelick et al., 1982; Lacey et al., 1998; Hohoff et al., 2004). Der gingivale Zahnfleischsaum wird nicht in Mitleidenschaft gezogen, was wiederum die Ästhetik bestärkt (Wang et al., 1993).

Die lingualen Zahnflächen sind ferner weniger empfänglich für Karies, was den Einsatz trotz vielleicht bestehender Läsionen an den Bukkalflächen möglich macht (Gorelick et al., 1982; Lacey et al., 1998; Hohoff et al., 2004).

Diese Technik bietet im Vergleich zur labialen auch einen Vorteil hinsichtlich des Interbracketabstandes. So weist das linguale System ein größeres und somit günstigeres Verhältnis zwischen freier Drahtlänge und Gesamtbogenlänge auf (Fuck et al., 2005). Auch der Kraftansatz solcher Lingualbrackets kann näher an das Widerstandszentrum des Zahns gebracht werden (Diedrich, 2000).

Als letzter Punkt ist noch der oben bereits erwähnte Extraktionsfall anzusprechen. Hier erleichtert die Lingualtechnik den Lückenschluss.

#### 2.2.2.2 Nachteile

Nach dem Einsetzen der Apparatur sind anfangs im Rahmen der Eingewöhnungszeit – bedingt durch die Einengung des Zungenfunktionsraumes – Sprechbehinderungen möglich. Darüber sollte der Patient unbedingt vor Beginn der Behandlung in einem Beratungsgespräch aufgeklärt werden. Die Dauer der Eingewöhnungszeit kann bei jedem Patienten unterschiedlich lang ausfallen (Sinclair et al., 1986; Miyawaki et al., 1999) und es ist durchaus möglich, dass diese Sprachveränderungen auch während der kompletten Behandlungszeit präsent sind (Diedrich, 2000).

Aufgrund der lingualen Lage der Brackets kann es weiterhin zu Zungenirritationen kommen, wobei dieses Problem durch stetige Modifikationen der Bracketform weitestgehend kompensiert wurde (Diedrich, 2000). Dennoch müssen sich die meisten Patienten oft erst daran gewöhnen, dass die Zahninnenflächen nicht mehr glatt sind (Madsen, 2012). Als besonders unangenehm werden hierbei v.a. die Oberkieferfront- und die Unterkieferseitenzahnbrackets empfunden. Hinzu kommt noch die Tatsache, dass die oral befestigten Brackets die Kau- und Abbeifunktion stören (Miyawaki et al., 1999).

Die sehr geringen Abstände zwischen der Gingiva und den Brackets und damit die erschwerte Reinigungsmöglichkeit, erfordern zudem große Geschicklichkeit von Seiten der Patienten (Miyawaki et al., 1999). Es besteht ein erhöhtes Risiko für Schmelzschäden, Plaqueansammlung und infolgedessen Gingivitis und Karies. Dies wird auch durch eine mangelnde Selbstreinigung, bedingt durch die mechanische Behinderung der Zunge, Speichel und Muskulatur (Zachrisson und Zachrisson, 1971; Shannon, 1981; Gorelick et al., 1982), begünstigt.

Durch eine Verbesserung der Mundhygiene ist es Patienten möglich, all diesen negativen Aspekten entgegenwirken. Eine mangelnde Mitarbeit kann eine Weiterbehandlung nicht nur verzögern, sondern sogar unmöglich machen (Diedrich, 2000; Kahl-Nieke, 2010).

Weitere Untersuchungen belegen, dass es allgemein bei der Behandlung mit festsitzenden Apparaturen zu einem sogenannten „bacterial shift“ der oralen Umgebung kommt. Das bedeutet, dass die Streptococcus-mutans- und die Lactobazillenwerte während dem Zeitraum der Multibandbehandlung bis um das Fünffache der Normwerte erhöht sein können (Shannon, 1981; Davies et al., 1991).

Aber auch die Kieferorthopäden müssen bei Anwendung der Lingualtechnik mit einem anspruchsvolleren Behandlungsablauf rechnen, der mehr Zeit in Anspruch nimmt und ergo auch die Kosten in die Höhe schießen lässt (Lacey et al., 1998). So müssen nicht nur die Brackets so exakt wie möglich auf den Lingualflächen positioniert werden, was meist durch die eingeschränkte direkte Sicht und den geringen Interbracketabstand auf der Zahnbogeninnenseite erschwert sein kann. Auch die Adhäsivtechnik kann durch die oft feuchteren lingualen Verhältnisse, bedingt durch den Wasserdampf aus der Atemluft, negativ beeinflusst werden (Madsen, 2012).

Die Behandlung mittels lingual befestigter Brackets, und dabei explizit die indirekte Methode, ist kostenintensiver als z.B. das Multiband oder das Invisalign. Die Ursache liegt in den externen, hohen Laborkosten begründet (Polzar, 2012). Eine derartige Behandlung ist nicht Bestandteil des Leistungskatalogs von gesetzlichen Krankenversicherungen.

Ein weiterer Nachteil, der je nach Behandlungsweise allerdings auch als Vorteil ausgelegt werden kann, ist, dass Lingualbrackets häufiger die Okklusion stören als bukkal applizierte. Dies kann z.B. dazu genutzt werden, dass die Zähne aus ihrer Verzahnung mit dem Gegenkiefer gelöst werden und sich so leichter bewegen lassen, da sie nicht bei jedem Zusammenbeißen der Zähne in die ursprüngliche Ausgangssituation zurückgeführt werden (Harzer, 1999).

Doch gerade durch den Aufbiss der Unterkieferzähne auf die Apparatur des Oberkiefers, kann es zu einer erhöhten Verlustrate der Brackets kommen (Wiechmann et al., 2003). Ein erneutes Befestigen der Brackets führt jedoch häufig zu geringeren Haftwerten, was die Wahrscheinlichkeit eines erneuten Verlustes stark ansteigen lässt.

Ansonsten finden sich bei dieser Technik dieselben Nachteile, die Multiband-Bracket-Apparaturen im Allgemeinen aufzeigen (Kahl-Nieke, 2010):

- Eine geringe, aber dennoch andauernde Kraftapplikation kann zu Belastungsschäden in Form von Wurzelresorptionen oder Gingivarezessionen führen, die sich meist erst spät röntgenologisch oder klinisch bemerkbar machen.
- Außerdem kann es bedingt durch gelockerte Brackets zu Demineralisationsstörungen der Zahnhartsubstanz kommen.

### **2.2.3 Bracketpositionierung bei der direkten Klebemethode**

„Das korrekte Platzieren der Lingualbrackets ist der Schlüssel zum Erfolg“ (Diedrich, 2000).

Bei der direkten Methode (Abb. 17) dient in vertikaler Richtung die Schneidekante des Zahns als Anhaltspunkt für die Bracketpositionierung. Dabei spielt es keine Rolle, um welche Art von Lingualbracket es sich handelt. Davon ausgehend erfolgt schließlich die Messung bis zum Bracketslot. Zur Vereinfachung dieses Vorgehens stehen ver-

schiedene Messtabellen und Hilfsinstrumente zur Verfügung. Tabelle 4 veranschaulicht ein Beispiel hierfür.

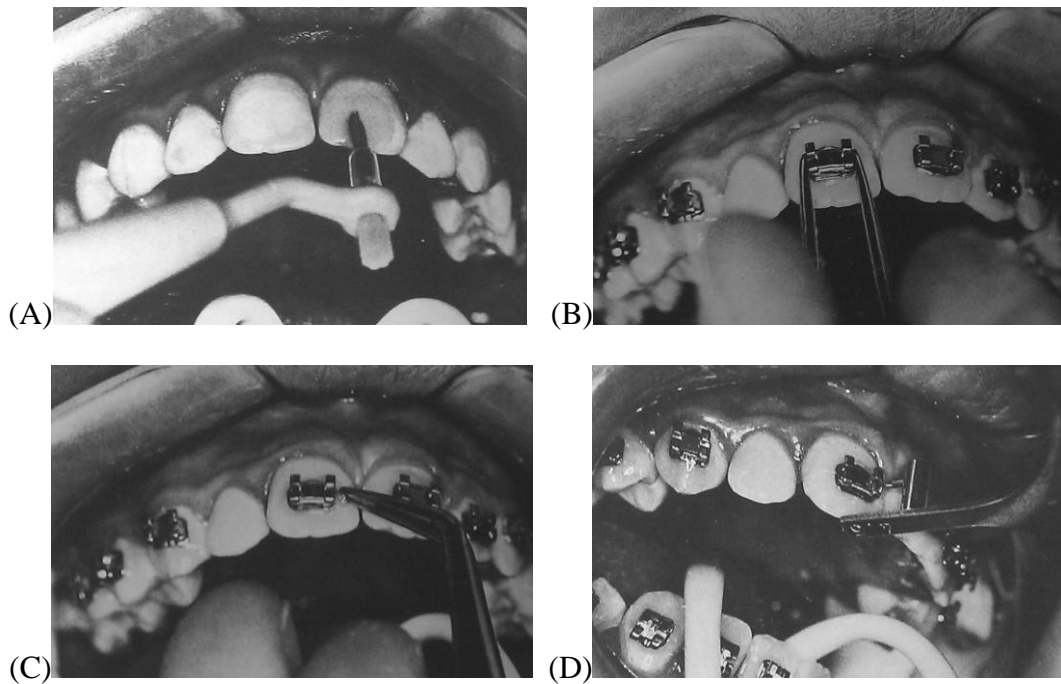
**Tab. 4** Standardfall der Bracketslot-Schneidekanten-Beziehung im Ober- und Unterkiefer (nach W. Harzer, 2011).

Standard	Zahn	1	2	3	4	5	6	7
	<b>OK</b> von inzisal [mm]	5,0	4,5	5,0	4,5	4,0	3,0	2,0
	<b>UK</b> von inzisal [mm]	4,0	4,0	4,5	4,0	3,5	2,5	2,5

Probleme können sich dabei insofern ergeben, dass zum einen lingual die Einsicht auf die Zahnflächen eingeschränkt ist, zum anderen die Zähne ab dem Eckzahn zwei Höcker aufweisen, wobei hier wiederum der palatinale niedriger im Bezug auf die Höhe ist als der vestibuläre. Abhilfe bezüglich dieses Problems kann eine sogenannte Setzpinzette (Abb. 16A) schaffen, welche mit den Slots fast aller auf dem Markt befindlichen Lingualbracketsysteme kompatibel ist. Ihr dient, unabhängig von den anatomischen Verhältnissen, stets der bukkale Höcker als Referenzpunkt (Ludwig et al., 2010).

Bereits geringste Fehler bei der Positionierung der Brackets können, z.B. aufgrund der anatomischen Verhältnisse, zu einer Diskrepanz zwischen der gewünschten und der tatsächlich realisierten Lage führen. Die Folge sind abweichende Slot-Ausrichtungen und damit große Zahnbewegungen. Das heißt, je geringer die Kongruenz zwischen Bracketbasis und Zahnoberfläche ist – dies ist v.a. dann der Fall, wenn der Zahn starke Krümmungen und Vertiefungen aufweist –, umso eher können derartige Probleme auftreten. Solche Unregelmäßigkeiten der dentalen Oberflächenstruktur müssen durch die Schichtstärke des Komposits ausgeglichen werden, da sonst ein Kippen des Brackets begünstigt wird.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass eine suboptimale Lage der Brackets – und die Wahrscheinlichkeit dafür ist gerade bei der direkten Klebemethode hoch – dazu führen kann, dass immer wieder kompensatorische Torque- und Angulationsbiegungen eingebogen oder gar einzelne Brackets umgeklebt werden müssen. Dies sollte jedoch vermieden werden, weil es u.a. die Haftkraft reduzieren kann.



**Abb. 17.** Die direkte Methode.

(A) Aufbringen des Adhäsivsystems, (B) Positionieren des Brackets, (C) Entfernen von Kompositüberschüssen sowie (D) Ausrichten des Brackets (F.-P. Schwindling, 1991).

Die horizontale und damit mesio-distale Ausrichtung der Brackets erfolgt in Abhängigkeit von der Zahnlängsachse (Ludwig und Glasl, 2010).

## 2.2.4 Mechanik

### 2.2.4.1 Lingualer Kraftansatz

Der linguale Kraftansatz im Bereich der Schneidezähne befindet sich nahe dem Widerstandszentrum, was sehr effektiv ist, um Zähne zu in- bzw. retrudieren (Jost-Brinkmann et al., 1993). „Die Rotationskomponente ist (...) im Bezug auf den Torqueverlust geringer“ (Diedrich, 2000).

### 2.2.4.2 Interbracketabstand

Der Interbracketabstand an den Zahninnenflächen ist besonders im Frontzahn- und Molarenbereich sehr gering. Dies steht laut Chaconas (1990) in einem Zusammenhang mit den auftretenden Kräften. Dadurch werden die Behandlungsmöglichkeiten in der transversalen Ebene verbessert (Diedrich et al., 2010). Bedingt durch die doch sehr kur-

zen dazwischenliegenden Strecken sollen Bögen von größerer Elastizität Anwendung finden (Williams et al., 2000).

#### 2.2.4.3 Aufbissplateau

Die auf das Plateau auftreffende Kraft weist eine horizontale und eine vertikale Komponente auf. Dies hat im Bereich der Unterkieferfrontzähne eine Intrusion zur Folge und führt im distalen Zahnbogen zu einer Disklusion, was wiederum die Extrusion der Molaren und Prämolaren fördert. Lingual befestigte Brackets mit Aufbissplateau sind somit günstig für die Behandlung eines brachyfazialen Wachstumstyps, eignen sich aber nicht bei Vorliegen einer dolichofaziale Anomalie (Diedrich, 2000). Bei diesem Wachstumstyp würde es durch die Aufbissplateaus zu einer „Rotation des Unterkiefers nach kaudal und dorsal“ (Diedrich, 2000) kommen – ein Effekt, der nicht erwünscht ist.

Die Quintessenz lautet: „Unter Berücksichtigung des Wachstums- bzw. Gesichtstyps“ kann eine Bissöffnung entweder „neutralisiert oder kompensiert“ werden (Kahl-Nieke, 2010).

### 2.3 Brackets

#### 2.3.1 Definition

Brackets sind Befestigungselemente festsitzender kieferorthopädischer Apparaturen, die mithilfe von Adhäsivsystemen und Kompositen direkt auf dem Zahn befestigt werden und als Kraftansatzpunkt zur Bewegung von Zähnen dienen (Harzer, 2011). Sie sind demnach „die Schnittstelle zwischen dem Kraft ausübenden Element“, dem Bogen, „und dem zu bewegenden Element“, dem Zahn, und demnach „Mittel zum Zweck“ (Ludwig und Glasl, 2009).

Wir unterscheiden in materialtechnischer Sicht zwischen Metall-, Kunststoff- und Keramikbrackets (Abb. 18) (Maijer und Smith, 1981).



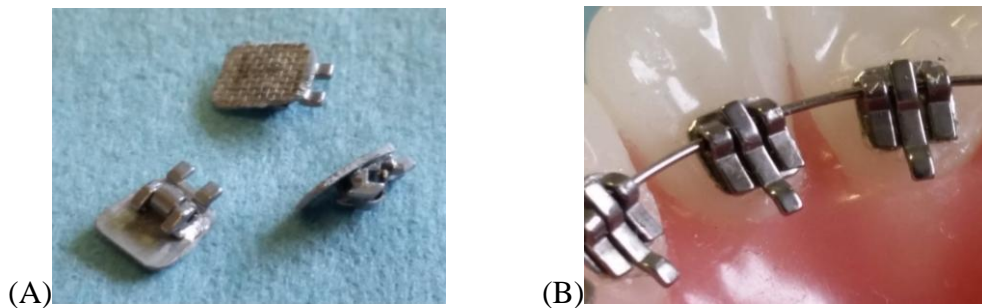
**Abb. 18.** Beispielhafte Darstellung für Metall- und Keramikbrackets.

### 2.3.2 Anforderungen

Die Anforderungen an die Brackets sind vielseitig. Sie sollen günstige biomechanische Eigenschaften, aber auch eine hohe Verbundkraft aufweisen. Eine Resistenz gegenüber Kaukräften, der Feuchtigkeit in der Mundhöhle und der Belastung durch die kieferorthopädischen Drähte ist obligat (Soderquist et al., 2006).

Brackets müssen auf der einen Seite als Haltegriff zur Kraftübertragung fungieren, auf der anderen Seite aber auch Hebelansatz und Führungsschiene sein (Sergl, 1990).

### 2.3.3 Aufbau insbesondere bei Lingualbrackets



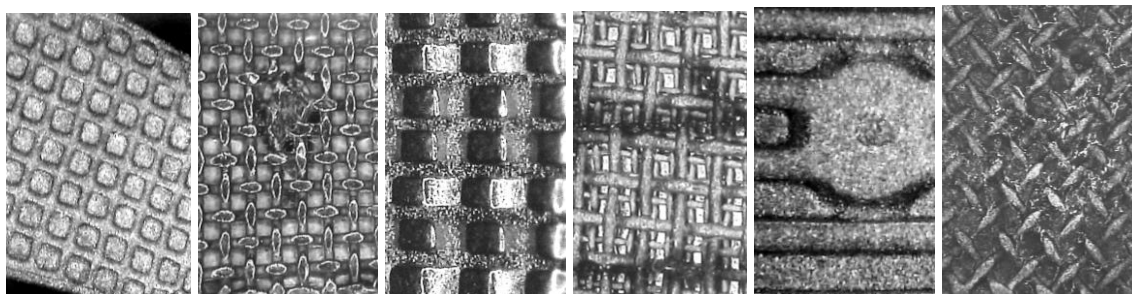
**Abb. 19.** Lingualbrackets.

(A) Lingualbrackets und deren Netzbasis;

(B) Darstellung von Brackets, die über seinen Slot den Drahtbogen aufnehmen.

Ein Bracket besteht allgemein zunächst aus einer Basis, die die Verbindung zwischen Zahn und Bracketkörper darstellt, sowie dem Aufschießen auf ein Band oder dem Aufkleben auf die Zahnoberfläche dient.

Falls eine Applikation auf Schmelz angedacht ist, gibt es drei Möglichkeiten der Retention für das Befestigungskomposit: die Haftung kann entweder rein mechanisch durch Unterschnitte in der Bracketbasis zustande kommen, die wiederum entweder mittels Fräse oder durch einen Laser eingebracht werden. Eine weitere Variante wäre die feinmaschige Netzunterlage (Abb. 19A), die größtenteils verwendet wird (Diedrich, 2000), oder chemisch retentive Basen (Silanisierung). Egal, welche Art der Retention Anwendung findet: Der Verbund zwischen dem Komposit und dem Bracket muss Kau- und Scherkräften standhalten können und darf beim Entfernen der Brackets die Schmelzoberfläche nicht verletzen (Ludwig und Glasl, 2009) (Abb. 20).



**Abb. 20.** Verschiedene Bracketbasisdesigns (aus G. Scuzzo und K. Takemoto, 2003).

Die Basenunterseite ist, abhängig vom jeweiligen Zahntyp, unterschiedlich gekrümmt, was ein sicheres Platzieren ermöglicht und Kippeffekte, die sich wiederum negativ auf Torque und Angulation auswirken können, vermeidet.

Auch die Bracketbreite, die Werte zwischen 1,3 und 4,5 mm annehmen kann, hängt zum Teil von der Zahnbreite ab. Breitere Brackets haben allerdings eine bessere Führung und sind hinsichtlich auftretender Reibungen günstiger. Sie können darüber hinaus auch besser ein Kippen des Zahnes im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlung verhindern. Je breiter jedoch die Bracketbasen sind, umso dünnere Drähte müssen Anwendung finden. Der Grund liegt im kürzeren Federarm, d.h. der Draht wird auf einer kürzeren Strecke elastisch verformt mit der Konsequenz, dass größere Kräfte auftreten (Sergl, 1990).

Ein weiterer Bestandteil des Brackets ist der sogenannte Slot. Dabei handelt es sich um einen horizontal verlaufenden Schlitz, der der Aufnahme eines Bogens dient (Abb. 19B). Bei der Herstellung von Brackets treten immer minimale Abweichungen vom Nominalwert auf. DIN 13996 legt die zulässigen Toleranzen für die Slots fest.

Abhängig von der Form des Slots, lässt sich folgende Unterteilung durchführen:

- Edgewise-Brackets: der Bogen wird mit Ligaturen befestigt;
- Light-Wire-Brackets: der Bogen wird mit Pins befestigt;
- Selbstlegierende Brackets: der Bogen wird vom Bracket selbst gehalten, ohne dass Ligaturen o.Ä. zum Einsatz kommen.

Der Slot hat einen rechteckigen Querschnitt, der in zwei Größen verfügbar ist. So lassen sich ein „Null-Achtzehner“ mit den Maßen .018“ x .025“ und ein „Null-Zweiundzwanziger“ (.022“ x .028“) unterscheiden. Für die festsitzende Technik werden alle Maße in Inch angegeben (Harzer, 2011). Nachfolgende Tabelle (Tab. 5) zeigt beispielhafte Umrechnungsmöglichkeiten.

**Tab. 5.** Umrechnungstabelle inch/ mm (nach W. Harzer, 2011).

Einheit							
<i>inch</i>	0,015	0,016	0,017	0,0175	0,018	0,022	0,025
<i>mm</i>	0.381	0,406	0,432	0,445	0,457	0,559	0,635

Die Verwendung eines „Null-Zweiundzwanzigers“ erweist sich in einigen Punkten günstiger (Schwindling, 1991):

- So können starrere Drähte verwendet werden, wodurch die Verankerung rigider gestaltet wird;
- durch eine größere Schlitzhöhe können sie „beim Torque mit dem Schlitzspiel therapeutisch“ agieren und
- es ergibt sich eine größere Variabilität hinsichtlich angewandter Techniken bei verschiedenen kieferorthopädischen Herausforderungen.

Dennoch scheint die Lenkfähigkeit eines „Null-Achtzehners“ voll ausreichend. Unabhängig davon kommt es allerdings bei der Verwendung von dünneren Drähten seltener zu einer Überbelastung (Sergl, 1990).

Bezüglich der Lingualbrackets lassen sich prinzipiell abhängig vom Öffnungsmechanismus des Slots zwei Systeme unterscheiden: Bracketsysteme mit horizontalem oder solche mit vertikalem Slot (Diedrich, 2000).

Dieser Schlitz wiederum kann oben und bzw. oder unten von Flügeln, sogenannten „Wings“, begrenzt sein, an denen später Ligaturen befestigt werden. Diese Flügel hängen zur Basis hin über.

Gewöhnlich besitzen Brackets zwei Flügel und werden folglich als „Zwillingsbrackets“ oder „Twin-Brackets“ bezeichnet (Harzer, 2011). Haben sie nur einen Flügel, nennt man sie „Single-Brackets“. Letztere sind vorteilhaft, da sie eine glatte Oberfläche aufweisen und somit das Festsetzen von Speiseresten weniger begünstigen. Ihre Dimension fällt bedingt durch nur einen Flügel auch kleiner aus. Dadurch ist zwangsläufig der Interbracketabstand größer. Dies kann auf der einen Seite von Vorteil sein, weil die Flexibilität des Drahtes erhalten bleibt. Auf der anderen Seite lassen sich jedoch konsequente Bewegungskontrollen nur sehr schwer ordnungsgemäß durchführen. Ein weiterer Nachteil besteht darin, dass keine zusätzlichen Elemente wie Aufrichtfedern o.Ä. angebracht werden können (Sergl, 1990).

Brackets können des Weiteren noch Häkchen zur Befestigung von Gummizügen enthalten, wobei derartige Konstruktionen eher der Vergangenheit angehören (Rosarius et al., 1996).

### **2.3.4 Vor- und Nachteile der Slotausrichtung bei Lingualbrackets**

#### 2.3.4.1 Horizontaler Slot

Mögliche Umstände, die sich beim Einpassen des Bogens ergeben können, lassen sich umgehen, indem zum Öffnen des horizontalen Slots ein Schnappmechanismus verwendet wird, der in Kombination mit einem „Zwillingsbracket“ zum Einsatz kommt.

Ein horizontaler Slot hat jedoch auch Nachteile. So lässt sich z.B. eine Rotation nur schwer kontrollieren. Dies hat ein unzureichendes Einligieren zur Folge, wodurch beim Retrahieren der Front der Bogen aus dem Slot gezogen wird. Hier müssen dann zusätzliche Vorkehrungen getroffen werden (Diedrich, 2000).

#### 2.3.4.2 Vertikaler Slot

Der okklusale Slot zeigt allerdings auch Nachteile. So ist es z.B. schwierig, eine Kippung der Zähne nach mesial oder distal, v.a. beim Lückenschluss, unter Kontrolle zu halten, sodass auch hier durch entsprechende Maßnahmen Abhilfe geschaffen werden muss (Diedrich, 2000).

Verschiedene Hersteller erproben momentan Kombinationen aus horizontalem und vertikalem Slot und werben damit, dass dadurch der Bogen automatisch in den Slot gedrückt wird. Hinsichtlich des Ligierens entfällt das zusätzliche Vorfixieren des Bogens

mit einem Instrument. Zudem ermöglicht diese Kombination eine direkte, und somit optimale therapeutische Kraftübertragung ([www.dentaurum.de](http://www.dentaurum.de)). Studien darüber liegen allerdings noch keine vor.

### **2.3.5 Selbstligierende Brackets**

Mit der Einführung der sogenannten Russell-Attachments im Jahr 1935 durch Stolzenberg aus New York wurde das Interesse an selbstligierenden Brackets geweckt (Stolzenberg, 1935; Harradine, 2001; Byloff, 2003). Durch sie sollte die Behandlungseffektivität verbessert und die Behandlungszeit durch den Wegfall aufwendiger Ligierungstechniken um die Hälfte gesenkt werden (Turnbull und Birnie, 2007). Nach einigen gescheiterten Versuchen, ein optimales System zu kreieren, führte Hanson (Cambridge, Ontario, Kanada) 1980 das sogenannte „Speed-Bracket“ ein, mit dem, aufgrund der erfolgreichen Vermarktung und Verbreitung, eine rasante Entwicklung in diesem Bereich begann. Zahlreiche Konzepte folgten v.a. in den letzten Jahren, was als Beweis für das große Interesse an dieser Technik gewertet werden kann. Selbstligierende Brackets kommen auch im lingualen Bereich zum Tragen (Ludwig und Glasl, 2010).

#### **2.3.5.1 Definition**

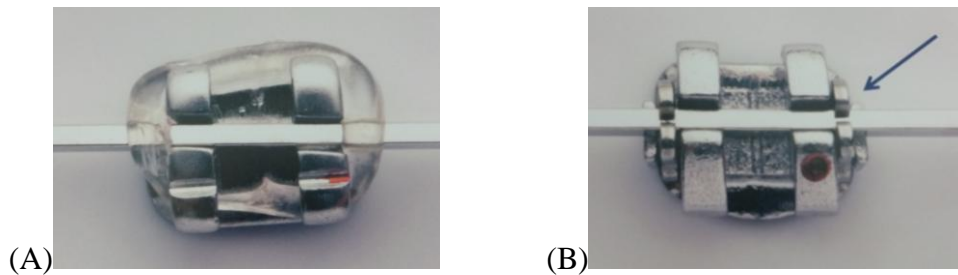
Selbstligierende Brackets (SL-Brackets) sind Attachments, die über einen integrierten Verschlussmechanismus verfügen, der den Bogen im Bracket-Slot hält und den Einsatz von Ligaturen überflüssig macht (Ludwig und Glasl, 2010).

#### **2.3.5.2 Selbstligierende und konventionelle Brackets im Vergleich: Vor- und Nachteile dieser „neuen“ Systeme**

„Es ist alles ganz einfach und man spart an allem!“ (Williams et al., 2000). So lautet der Werbeslogan einiger Hersteller für ihre SL-Brackets.

Das Ausmaß der Zahnbewegung hängt allgemein von verschiedenen Faktoren ab. So bestimmen die Art des Brackets, des Drahtbogens oder der Ligatur die Dauer und letztendlich den Erfolg der kieferorthopädischen Behandlung.

Hinsichtlich des Aufbaus unterscheidet selbstligierende und konventionelle Brackets die Tatsache, dass zum Verschließen anstelle der sonst üblichen Ligaturen eine integrierte Verschlussklappe Anwendung findet (Abb. 21).



**Abb. 21** (A) Das konventionelle und (B) selbstligierende Bracket im Vergleich.

Bezüglich der Reibung bzw. der Friktion kommen viele Studien zu dem Ergebnis, dass mit SL-Brackets Zahnbewegungen friktionsärmer durchgeführt werden können (Voudouris, 1997; Pizzoni et al., 1998; Thorstenson und Kusy, 2002; Byloff, 2003; Northrup et al., 2007). Durch die Friktion, die an der Berührungsstelle von Bracket und Bogen auftritt, kann beim Führen von Zähnen bis zur Hälfte der Kraft verloren gehen (Drescher et al., 1989). In der Nivellierungsphase hingegen sind niedrige Kräfte erwünscht (Thorstenson und Kusy, 2002). Durch sie garantieren selbstligierenden Brackets eine bessere Effizienz der Bögen (Matarese et al., 2008). Diese reduzierten Kräfte führen zu einer direkten Knochenresorption und folglich zu schnelleren Zahnbewegungen. Außerdem vermindern sie die Gefahr von Wurzelresorptionen und auch der Patientenkomfort wird – durch biologisch optimale Zahnbewegungen und infolgedessen geringeren Druckschmerzen – erhöht (Berger, 1990; Matarese et al., 2008). Konventionelle Brackets weisen bedingt durch die Ligaturen, die den Bogen gegen die Bracketbasis drücken, sehr hohe Friktionswerte auf (Kusy, 2000). Die Friktion hängt allerdings nicht allein vom Bracket, sondern auch vom verwendeten Bracketmaterial ab (Bednar und Gruenemann, 1993; Pizzoni et al., 1998; Loftus et al., 1999; Cacciafesta et al., 2003a; Henao und Kusy, 2004).

Selbstligierende Brackets bieten noch weitere Vorteile: Dazu zählt der beschleunigte Einligierungsprozess, der der eigentliche Grund für die Entwicklung dieser Brackets war. Durch ihn lassen sich die Behandlungszeiten deutlich reduzieren (Maijer und Smith, 1990). Die gesamte Behandlungsdauer kann sogar, gerade bei Fällen mit sehr starken Engständen, dank einer Verkürzung der Nivellierungsphase, herabgesetzt werden. Auf der anderen Seite ist es möglich, die Intervalle zwischen den einzelnen Kontrollsitzen größer anzusetzen, da kein Ligaturenwechsel mehr stattfinden muss. Durch das Fehlen der Ligaturen zeigen sich aber auch Vorteile hinsichtlich nicht mehr

vorhandener Prädilektionsstellen für bakterielle Plaque – Aspekte, die den Patientenkomfort erhöhen.

SL-Brackets weisen schließlich meist ein kleineres und abgerundetes Bracketdesign auf. Dies vereinfacht zum einen die Reinigung mittels einer Zahnbürste, zum anderen sinkt dadurch das Demineralisationsrisiko (Shivapuja und Berger, 1994; Harradine, 2003). Ihre Form macht es aber auch möglich, weniger auffallende Apparaturen anzufertigen, was ästhetisch positiver ist und zudem die Compliance des Patienten begünstigt (Byloff, 2003). Außerdem können mögliche Adaptionsprobleme verringert werden, was den Tragekomfort auf Patientenseite erhöht.

Tabelle 6 fasst wesentliche positive Aspekte noch einmal zusammen:

**Tab. 6.** Vorteile von SL-Brackets (nach J. K. Williams et al., 2000).

Vorteile
<ul style="list-style-type: none"><li>• Anwenderkomfort</li><li>• Einfach zu öffnen und zu schließen</li><li>• Stark verminderte Reibung und schneller Behandlungserfolg</li><li>• Hoher Tragekomfort</li><li>• Kürzere Stuhlzeiten</li><li>• Therapie-Effizienz</li><li>• Zeitersparnis und einfache Handhabung</li></ul>

Hinsichtlich des Behandlungserfolges geht aus der derzeit vorherrschenden wissenschaftlichen Literatur keine schlüssige Antwort hervor (O'Brien und Sandler, 2010), sodass auf klinische Erfahrungen und Expertenmeinungen zurückgegriffen werden muss. Da jedoch etliche Behandlungen mittels SL-Brackets erfolgreich abgeschlossen wurden, lässt sich die Vermutung äußern, dass mit ihnen mindestens ebenso gute Ergebnisse erzielt werden können wie mit konventionellen Befestigungselementen (Baumgärtel, 2011).

SL-Brackets zeigen aber auch Nachteile: So kann es passieren, dass sich, infolge von sich anlagerndem Zahnstein, der Verschlussmechanismus immer schwerer betätigen lässt. Um dies zu vermeiden, müssen bei jeder Kontrollsitzung alle Clips kurz geöffnet und wieder verschlossen werden (Weiland, 2011). Allerdings konnte bislang, u.a. auch

aufgrund des Speichelflusses, keine vermehrte Zahnsteinbildung, v.a. an den Unterkieferfrontzähnen nachgewiesen werden, wodurch gute Voraussetzungen für ein dauerhaftes Funktionieren dieser Clips gegeben sind (Weiland, 2011). Da es sich jedoch um einen feinmechanischen Verschluss handelt, kann ein Versagen seinerseits nicht völlig ausgeschlossen werden. Eine unsachgemäße Handhabung, z.B. durch forciertes Eingliedern von Bögen, oder allgemeiner ausgedrückt Anwendungsfehler bei der Bedienung des Verschlusssystems, sowie die Verwendung falscher Instrumente, sind potentielle Ursachen dafür. Einmal verbogene Clips lassen sich nicht mehr in ihre alte Form bringen. Auch beim Klebevorgang eindringender Kunststoff kann diesen Feinmechanismus schädigen (Ludwig und Glasl, 2009).

Die Verschlussgröße kann ebenfalls Nachteile mit sich bringen: So ist es gerade bei kurzen klinischen Kronen, wie es beim zweiten Oberkieferprämolaren der Fall sein kann, oft unmöglich, Brackets exakt zu positionieren. Die Clips konnten hier früher zudem dem Okklusionskontakt nicht standhalten. Die Folge war deren Bruch. Dieses Problem konnte jedoch mittlerweile beseitigt werden (Weiland, 2011).

Nicht außer Acht zu lassen sind allerdings die höheren Kosten dieser Brackets im Vergleich zu den konventionellen (Weiland, 2011).

Ansonsten kann es bei dieser Art von Befestigungselement wie bei jeder anderen auch zu Problemen hinsichtlich der Passfähigkeit der Basis oder der Präzision des Slots kommen, was zum einen auf fast gleiche bis identische Herstellungsverfahren, zum anderen aber auch auf die Materialien zurückzuführen ist.

Trotz aller aufgelisteten Vor- und Nachteile lautet die Devise beim Einsatz von selbstligierenden Brackets: „Jede Bewegung braucht Verankerung, Raum und Zeit“ (Ludwig und Glasl, 2009). Nur bei Übereinstimmung dieser Kriterien ist eine erfolgreiche Behandlung mit zufriedenstellendem Ergebnis das Resultat.

#### 2.3.5.3 Bracket-Körper

Bei den Bracketkörpern lassen sich zwei Formen unterscheiden: das Flügel- und das Blockdesign.

Bei der ersten Variante handelt es sich um das typische Zwillingsbracket mit einem zusätzlichen Verschluss. Die vier Flügel erleichtern das Anbringen von Hilfselementen.

Beim Blockdesign ist der Körper nur „Träger“ des Verschlusses. Hier können Hilfsmodule nur eingeschränkt befestigt werden (Ludwig und Glasl, 2009).

Der Clip verwehrt oft den Blick auf den horizontalen und den vertikalen Slot, deren Positionen aber durchaus relevant sind, da sie die nötigen Informationen bezüglich der Bogenauslenkung auf den Zahn übertragen. Aus diesem Grund haben SL-Brackets zusätzliche Markierungen in Form von Farbcodierungen oder Lasergravuren, die das Ausrichten des Brackets beim Kleben erleichtern sollen (Ludwig und Glasl, 2009).

#### 2.3.5.4 Aktive und passive SL-Brackets

SL-Brackets lassen sich, abhängig vom Aufbau des Verschlussmechanismus und der Dimension des verwendeten Drahtes, in zwei Gruppen unterteilen: es gibt aktive (z.B. In-Ovation, Speed, Time,...) und passive Systeme (z.B. Damon, Twinlock, Opal,...). Bei den aktiven Formen berühren sich Verschluss und Bogen ab einer bestimmten Bogendimension. Der Bogen wird hier aktiv durch einen Clip in den Slot hineingedrückt, wodurch Torque und Rotation übertragen werden, d.h. durch einen derartigen Mechanismus können Führung, Rotation und Kippung unter kontrollierten Bedingungen ablaufen. Als typisches Charakteristikum findet man bei einem aktiven System eine elastische Feder, die gegen den Bogen drückt. Es liegt somit ein federnder Verschluss vor. Beim passiven Bracket hingegen ist das nicht der Fall. Hier wird der Slot durch einen starren Riegel, in Form einer Klappe oder eines Schiebers, verschlossen und beinahe alle Bogendimensionen können sich darin frei bewegen. Es wird keine aktive Kraft auf den Bogen ausgeübt (Ludwig und Glasl, 2010).

Zum Mechanismus und dadurch besseren Verständnis erfolgt eine kurze Erläuterung: bei passiven Systemen findet meist keine ligaturbedingte Friktion statt, da bis zum Einbringen eines vollständig den Slot füllenden Bogens kein Kontakt zwischen Verschluss und Draht besteht, was Vorteile in der Phase der Nivellierung hat (Schumacher et al., 1990). Bei den aktiven Systemen jedoch berührt der Bogen bereits schon bei geringen Dimensionen den Verschluss, sodass diese Elemente aktiv am mechanischen Geschehen teilnehmen.

Außerdem gibt es – der Vollständigkeit halber – semi- bzw. interaktive Verschlussysteme. Der Bogen wird hier erst ab einer bestimmten Dimensionierung vom Verschlussmechanismus aktiv in den Bracketslot hineingedrückt.

Einige Studien konnten belegen, dass aktive Systeme eine etwas höhere Friktion aufweisen als passive (Voudouris et al., 2003; Fuck et al., 2007; Byloff, 2003; Bourauel et al., 2007). Allerdings erlauben sie eine geringfügig bessere Rotations- und Torquekontrolle (Thorstenson und Kusy, 2002; Voudouris et al., 2003). Um den vorherrschenden Problemen bei passiven Systemen entgegenzutreten, entwickelten die Hersteller für sie neue Bogendimensionierungen (Ludwig und Glasl, 2010).

Passive Brackets haben jedoch auch Vorteile bei der Nivellierung (Rinchuse und Miles, 2007). Dadurch, dass die Zähne entlang eines bestimmten Bogens gleiten, kann dieser besser kontrolliert werden. Allerdings macht es das Spiel zwischen Draht und Bogenverschluss schwierig, die resultierende Zahnposition exakt zu kontrollieren. Auch die Feineinstellung am Ende der Behandlung kann zu einem Problem werden (Weiland, 2011). Mögliche Folgen wären Korrekturbiegungen, die z.B. den Verschluss der Klappe behindern können.

#### 2.3.5.5 Bracketpositionierung

Auch bei SL-Brackets wird für das Positionieren auf der Schmelzoberfläche und anschließendes Andrücken eine Setzpinzette verwendet. Bei konventionellen Zwillingsbrackets dienen als Ansatzpunkt für das Andrücken der Slot und die vertikale Vertiefung zwischen den Flügeln. Die vertikale Ausrichtung erfolgt nach demselben Prinzip wie bei den konventionellen Brackets (siehe 1.2.3.). Beim horizontalen Andrücken muss jedoch darauf geachtet werden, dass der Clip geöffnet ist. Die Einlagerung eines Spatels in den Slot ermöglicht eine kippfreie Druckausübung (Ludwig und Glasl, 2010).

#### 2.3.6 Metallbrackets

Metallbrackets werden meist aus Stahllegierungen hergestellt, aber auch Titan und Gold können hierbei Anwendung finden.

Sie sind für alle Behandlungstechniken erhältlich und bleiben gerade für „eine präzise kontrollierte Zahnbewegung“ unübertroffen (Diedrich, 2000). Zudem weisen sie eine hohe Formbeständigkeit auf und können im Vergleich zu anderen Materialien für einen relativ geringen Preis erworben werden. Dies alles sind potentielle Gründe dafür, dass es sich bei Metallbrackets um den am meisten verwendeten Brackettypen handelt.

Die typische Legierung für Metallbrackets setzt sich aus 65 % Eisen, 16 - 18 % Chrom, 10 - 14 % Nickel, 2 - 3 % Molybdän und ca. 0,03 % Kohlenstoff zusammen.

Ihr Korrosionsschutz beruht auf der Passivierungsschicht aus Chromoxid (Brandley und Eliades, 2001). Eine Verletzung dieser Schicht fördert Korrosionsvorgänge. Mögliche Folgen können Verfärbungen des Adhäsivs oder des Schmelzes sein (Maijer und Smith, 1982; Kappert et al., 1984; Matasa, 1997).

Die Gestaltung der Bracketbasis und somit die Auswirkung auf den Haftverbund mit dem Adhäsiv unterscheiden die einzelnen Metallbrackettypen und ist zum Mittelpunkt der Entwicklung geworden. Mechanische Retentionen können in Form von Drahtnetzen oder auch laserstrukturierten Oberflächen vorliegen. Die Lokalisation und Stärke der Ausprägung dieser Drähte sowie die Größe der Freiräume zwischen ihnen, die der Aufnahme des Komposits dienen, sind ausschlaggebend für den Gesamthaftverbund (Reynolds und von Fraunhofer, 1976). Je größer folglich die Abstände im Geflecht der Netzbasis sind, desto höher ist die Verbundkraft (Wang et al., 2004). Der Grad der Durchhärtung und somit die Stärke der Klebeverbindung sind bei lighthärtenden Kunststoffen zusätzlich abhängig vom möglichen Lichtzutritt (Eliades et al., 2000).

Als Nachteil von Metallbrackets ist auf der einen Seite die Tatsache zu nennen, dass es zu Demineralisationsvorgängen im Bereich der Klebeverbindung kommen kann, was allerdings bei allen Bracketmaterialien bei unzureichender Zahnpflege möglich ist (Benson et al., 1999; Wilson und Donly, 2001). Auf der anderen Seite ist die Ästhetik zu erwähnen, die von vielen Patienten negativ beurteilt wird. Diesem Aspekt wird dadurch begegnet, dass mittlerweile Alternativen in Form von Kunststoff- und Keramikbrackets zur Verfügung stehen. Außerdem wurde durch die Entwicklung immer besser haftender Adhäsive die Bracketbasis verkleinert, wodurch die Ästhetik dieser Brackets optimiert werden konnte (Maijer und Smith, 1981).

Eine Übersicht über Vor- und Nachteile bestehender Bracketmaterialien und somit einen direkten Vergleich stellt Tabelle 7 dar.

**Tab. 7.** Metall-, Kunststoff- und Keramikbrackets im Vergleich (nach W. Harzer, 2011; www.test.de).

Art	Material	Vorteile	Nachteile
Metall-bracket	Nickel-Stahl-Legierung	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Beste Haltbarkeit</li> <li>• Grazil</li> <li>• Aufgrund der Verformbarkeit selten Schmelzausrisse beim Debracking</li> <li>• Relativ geringe Friktion</li> <li>• Gutes Gleiten des Bogens im Slot, was eine sichere Kraftübertragung auf den Zahn ermöglicht</li> <li>• Sehr stabil</li> <li>• Kassenleistung</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Werden ästhetisch betrachtet oft als störend empfunden</li> </ul>
Kunststoff-Bracket	Polymethyl-Methacrylat	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bedingt durch die Transparenz ästhetisch günstiger</li> <li>• Gefahrloses Entfernen möglich</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Können im Bereich der Flügel brechen</li> <li>• Können sich verformen</li> <li>• Sind sehr hoch, was zu Druckstellen und Ulzera der Mundschleimhaut führen kann</li> <li>• Höchste Verlustrate während der Behandlung</li> <li>• Haben keine ausreichende Härte, um Kräfte zuverlässig auf den Zahn zu übertragen → für umfangreiche Zahnbewegungen nicht zu empfehlen</li> <li>• Neigen leicht zu Verfärbungen</li> </ul>
Keramik-Bracket	Aluminium- bzw. Zirkoniumoxid	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ästhetisch günstig</li> <li>• Verfärbt nicht und reagiert nicht mit Speichel</li> <li>• Im Vergleich zu Kunststoffbrackets weniger bruchgefährdet</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Schwer zu entfernen (Ursachen: Sprödigkeit, fehlende Verformbarkeit, fester Verbund zwischen der silanisierter Oberfläche und dem Komposit) → Gefahr von Schmelzausrissen</li> <li>• Hohe Friktion zwischen Bogen und Bracket</li> <li>• Vergleichsweise teuer</li> <li>• Sehr hart → können zu Schäden an den Zähnen führen</li> <li>• Brüchig → müssen im Verlauf der Behandlung oft ersetzt werden</li> </ul>

Angesichts alternativer Bracketmaterialien im Allgemeinen ging die Tendenz in letzter Zeit auch des Öfteren in Richtung Titan, einem Übergangsmetall, das seit dem Jahr 1994 in den kieferorthopädischen Praxen vermehrt verwendet wird. Dies liegt in der Tatsache begründet, dass aufgrund der herstellungsbedingten Oberflächen- und Gefüge-

defekte für konventionelle Metallbrackets im sehr aggressiven Mundmilieu ein erhöhtes Korrosionsrisiko mit potentieller Freisetzung von Nickelionen besteht (Diedrich, 2000).

Titan ist nicht nur biokompatibel. Es ist auch ein sehr schlechter Wärmeleiter, was gerade bei der Versorgung von lebenden Zähnen von Vorteil ist, da es beim Patienten kaum thermische Reize auslöst (Eichner und Kappert, 2005). Auch der positive Aspekt der Korrosionsbeständigkeit, bedingt durch die Passivierungsschicht, zeichnet diesen Werkstoff aus. Hinsichtlich seiner Funktion und weiterer Eigenschaften lässt es sich durchaus mit herkömmlichen Metallbrackets gleichsetzen. Reintitan löst allgemein keine allergischen Reaktionen aus. Da aber im Rahmen der Bracketherstellung meist Titanlegierungen zum Einsatz kommen, kann es, auch wenn die Wahrscheinlichkeit sehr gering ist, zur Freisetzung von Korrosionsprodukten kommen, die Nebenwirkungen im Rahmen von immuno-, system- oder lokaltoxischen Reaktionen oder elektrischen Effekten hervorrufen können (DGZMK). Dennoch kann man sagen, dass Titanbrackets gerade für Allergiker gut geeignet sind. Titan neigt allerdings zu erhöhter Plaqueanlagerung (Weber et al., 1992) und auch der Kostenfaktor für den Patienten ist höher, da es sich bei dieser Art von Bracket in der Regel derzeit um keine Kassenleistung handelt.

Alternativ zu Titan und den typischen Metalllegierungen verwenden einige Hersteller auch nickelfreie Stähle (Diedrich, 2000).

#### **2.4 Die Haftfestigkeit von Metallbrackets**

Abscherversuche dienen dem Zweck, Brackets und Adhäsive auf ihre Haftfestigkeit zu überprüfen und ihre klinische Anwendbarkeit zu testen. Abhängig vom jeweiligen Bracketbasisdesign (siehe 2.4.6.) und Adhäsiv (siehe 2.2.2.) resultieren unterschiedliche Haftfestigkeitswerte (Knox et al., 2000).

Die Haftkraft lässt sich z.B. durch das Silicoatverfahren, also durch eine Art Glasbeschichtung der Bracketbasen (Akin et al., 1991; Diedrich, 2000), oder durch eine Titanplasmabeschichtung (Diedrich, 2000) steigern, was jedoch sehr aufwendig ist und sich deswegen auch nicht durchsetzen konnte. Eine weitere Möglichkeit stellt das Sandstrahlen dar. Durch diese Methode kann die Verbundfestigkeit um 30 % erhöht werden (Millett et al., 1993; Newman et al., 1995; Diedrich, 2000). Allerdings wird dabei die passive Oberflächenschicht verletzt, was Korrosionsvorgänge begünstigt (Diedrich, 2000).

Für die Behandlung von Zahnfehlstellungen wird in der Kieferorthopädie eine Haftkraft von 6 - 8 MPa (Reynolds, 1975) bzw. 5 - 10 MPa (Diedrich, 2000) verlangt. Erst Werte in diesem Bereich können den auftretenden Kau- und orthodontischen Kräften, die zwischen 5 und 13 kg (dies entspricht in etwa Kräften von 49 bis 127 N) liegen (Powers et al., 1997; Mac Coll et al., 1998) und während der Behandlung mit einer feststehenden Apparatur auftreten, standhalten (Northrup et al., 2007). Diese geforderte Größe an Haftkraft soll – zumindest was die vestibulären Zahnoberflächen betrifft – als obligat angesehen werden, da ein frühzeitiger Bracketverlust nicht nur auf Behandlerseite mit einem erhöhten Zeitaufwand verbunden ist, sondern auch die Effizienz der Behandlung negativ beeinflussen kann. Hinzu kommt noch der wirtschaftliche Aspekt im Rahmen erhöhter Kosten für die Praxis (Northrup et al., 2007).

Die vorhandenen literarischen Quellen liefern bislang keine genaueren Angaben bezüglich einer Mindesthaftkraft, die es bei der lingualen Applikation einzuhalten gilt.

Verschiedene Untersuchungen zeigten eine durchschnittliche Haftfestigkeit für Metallbrackets zwischen 2,1 MPa und 33 MPa (Polat et al., 2004; Cozza et al., 2006; Bishara et al., 2006).

## **2.5 Einflussnehmende Faktoren auf das kieferorthopädische Haftverbundsystem**

Der Haftverbund zwischen Bracket und Zahnoberfläche hängt nicht nur vom Bracketmaterial, der Retentionsform oder der Größe der Basisfläche ab, sondern es lassen sich noch eine Reihe weiterer Einflussfaktoren aufzeigen. Mehrere Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass die Zusammensetzung des Adhäsivs bzw. des Komposits, die Größe des Brackets und auch ihr Design Einfluss auf den Haftverbund nehmen können (Olsen et al., 1997; Sharma-Sayal et al., 2003; Wang et al., 2004; Soderquist et al., 2006).

Zu Bracketverlusten kommt es entweder direkt nach dem Kleben oder zu einem späteren Zeitpunkt. Die Gründe dafür sind unterschiedlich. Dazu zählen z.B. eine schlechte Klebetechnik, Speichel- oder Blutkontamination, Fehler bei der Schmelzkonditionierung, ungenügende Polymerisation oder auch eine zu frühe Belastung. Erfolgt der Bracketverlust während der Behandlung, liegt die Ursache meist in zu hohen Kaukräften oder einer zu starken Kraftübertragung durch die kieferorthopädische Apparatur begründet (Wang und Lu, 1991; Oesterle und Shellhart, 2008).

Um dem Ganzen entgegenzuwirken, hat eine ordnungsgemäße Klebetechnik, eine sorgsame Patientenunterweisung und die Planung bzw. Auswahl der richtigen Instrumente oberste Priorität. Nicht zu beeinflussen sind jedoch Kriterien wie etwa das Alter, das Geschlecht, die Fehlstellung und Mitarbeit des Patienten (Millett und Gordon, 1994), die Plaquebildung sowie die reduzierte Haltbarkeit des Adhäsivs (Oesterle und Shellhart, 2008).

Es gibt jedoch weitere Faktoren, die Einfluss auf den Haftverbund nehmen können:

- Kontamination

Eine Verunreinigung der Oberfläche bei der Bracketapplikation kann, wie oben bereits erwähnt, ebenfalls eine Minderung der Haftkraft begünstigen. Daraus resultierende, undichte Stellen im Bracket-Adhäsiv-Verbund begünstigen kariöse Läsionen (Eiriksson et al., 2004). Aus diesem Grund ist für eine gute Vernetzung zwischen dem hydrophoben Adhäsiv und den Mikroretentionen des Zahns eine trockene und saubere Oberfläche unabdingbar (Cacciafesta et al., 2003c; Cacciafesta et al., 2007).

Falls es dennoch zur Kontamination der bereits angeätzten Schmelzoberfläche mit z.B. Speichel oder Blut kommt, kann die anstehende Problematik nicht durch alleinige Wasserspülung behoben werden, da das Ätzprofil zerstört ist. Dies bedeutet in der Konsequenz, dass eine erneute Schmelzätzung mit Orthophosphorsäure nötig ist (Silverstone et al., 1985). Bei Speichelkontamination verbleibt nämlich, wie bereits erwähnt, nach dem Verdampfen des Wassers ein Film aus Glykoproteinen zurück (Eriksson et al., 2004). Blut, bestehend aus Proteinen und Makromolekülen, hinterlässt ebenfalls eine Oberflächenschicht, die eine Penetration der „Tags“ durch das Adhäsiv verhindert (De Carvalho Mendonca et al., 2010).

- Ätzung

Damit ein Verbund zwischen Schmelz und Adhäsiv überhaupt zustande kommt, muss die Oberfläche bekanntlich mit Orthophosphorsäure konditioniert werden. Eine wichtige Rolle für den späteren Verbund spielen hierbei die Einwirkzeit sowie die Konzentration der Säure (Wang et al., 2004).

- Bracket

Die Form der Bracketbasis legt das Aufnahmevermögen des Komposits fest (Willems et al., 1997). Ihr Design beeinflusst aber auch die Eindringtiefe des Polymerisationslichts

sowie die Tatsache, ob eine gleichmäßige Belastungsverteilung im künftigen Verbund möglich ist oder nicht (Knox et al., 2000).

Die Größe der Bracketbasis, deren Oberfläche in der Regel 6,82 und 12,35 mm<sup>2</sup> umfasst, zeigt in diesem Intervall hinsichtlich der Verbundfestigkeiten der Brackets keine nennenswerten Unterschiede (Mac Coll et al., 1998). Nur Werte, die kleiner als 6,82 mm<sup>2</sup> sind, resultieren in einem starken Kraftverlust.

- Lichtpolymerisation

Die physikalische Applikation von Licht lässt das Adhäsiv bzw. das Komposit im Verbund aushärten. In der Kieferorthopädie erfolgt eine indirekte Beleuchtung. Genauere Details hierzu wurden schon im Punkt 1.1.5. beschrieben. Die Haftfestigkeit von Metallbrackets hängt zudem auch von der Leistungsdichte der Polymerisationslampe ab. Die Mindestanforderung für einen ausreichenden Verbund zwischen Zahn und Bracket liegt bei 3000 mW/cm<sup>2</sup> und einer Dauer von 4 s. Innerhalb des vorhandenen Sättigungsbereichs führt eine Erhöhung der Leistungsdichte zu keiner weiteren Verbesserung der Haftkraft (Staudt et al., 2006).

- Temperaturwechselbelastung

Adhäsive und Komposite werden während der kieferorthopädischen Behandlungszeit Temperaturschwankungen, die zwischen 10 und 50 °C liegen, ausgesetzt (Draughn, 1981). Diese können durchaus Stress auf den Verbund ausüben und die Haftfestigkeit vermindern (Bishara et al., 2003; Daub et al., 2006). Eine mögliche Ursache hierfür können z.B. unterschiedliche Expansionskoeffizienten der Adhäsive bei Wärme sein (Faltermeier et al., 2007).

- Alterung der Proben

Zu einer Alterung kann es infolge einer lange Tragedauer oder stetigen Belastung während der Behandlung kommen. Auch das komplexe Mundmilieu spielt in vivo eine bedeutende Rolle, kann jedoch in vitro nicht wirklich nachgestellt werden. Dies fördert das Auftreten unterschiedlicher Ergebnisse bezüglich der Leistung der Materialien – je nachdem, ob sie nun in der Mundhöhle oder in simulierten Studien verwendet wurden (Eliades und Bourauel, 2005). Eine künstliche Alterung kann herbeigeführt werden, indem die Proben in 37 °C warmes Wasser gelegt werden. Mit zunehmender Wasseraufnahme verringern sich die Kräfte der Polymerisationsketten. Die Folge ist eine Er-

weichung des Adhäsivs (Faltermeier et al., 2007). Da die Menge der Wasseraufnahme begrenzt ist, können die Kräfte nur bis zu einem bestimmten Grad verringert werden, d.h. ab einem gewissen Zeitpunkt, der meist bei etwa 24 h liegt, treten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Verbundkraft auf (Lopez, 1980; Oesterle und Shellhart, 2008).

- Zeitpunkt der Prüfung

Einige Studien kamen zu dem Ergebnis, dass der Haftverbund der licht- und chemisch härtenden Komposite mit der Zeit zunimmt (Chamda und Stein, 1996; Yamamoto et al., 2006). Ursache hierfür ist ihre Nachhärtung bzw. die Fortsetzung der Polymerisation im Adhäsiv nach dem Lichtapplikationsvorgang (Yamamoto et al., 2006).

Bei lighthärtenden Kompositen entstehen während der Polymerisation v.a. im Randbereich des Verbundes freie Radikale, die nach und nach weiter in den Verbund hinein diffundieren und so zu einer weiteren Aushärtung und infolgedessen zu einem höheren Haftverbund führen (Greenlaw et al., 1989). Die Haftwerte sind somit nach 24 h deutlich höher als z.B. nach nur 30 min (Evans et al., 2002; Liu et al., 2004; Wendl und Droschl, 2004). Dies sollte hinsichtlich des optimalen Zeitpunktes der Drahteingliederung berücksichtigt werden.

- Lagerung

Im Rahmen von Studien ist es z.B. wichtig, extrahierte Zähne in einem flüssigen Medium zu lagern, damit ihre biomechanischen Eigenschaften erhalten bleiben. Ob eine solche Lagerung nun in Wasser, isotonischer Kochsalzlösung oder in Chloramin T-Lösung erfolgt, spielt laut Jaffer et al. (2009) für die Verbundkraft keine Rolle. Nur Formalin oder Ethanol sollten nicht verwendet werden, da diese Wechselwirkungen mit den zu untersuchenden Zahnflächen hervorrufen und somit Einfluss auf den Haftverbund nehmen können (Ziskind, 2003; Lee et al., 2007). Neben dem Abscherverhalten haben das Lagerungsmedium, aber auch das Mikropenetrationsverhalten verschiedener Adhäsiv- und Kompositsysteme Auswirkungen auf diese Kraft.

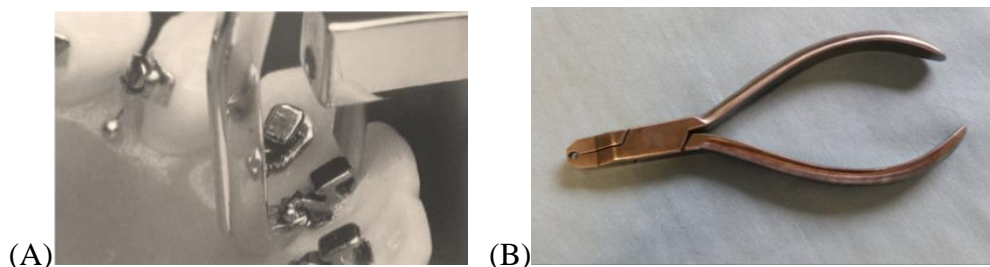
Das Lagerungsmedium dient dazu, das Zahnmaterial bis zur Durchführung der Haftprüfung vor Austrocknung zu schützen und darüber hinaus Infektionen zu vermeiden (Ziskind et al., 2003). Die Forderung der „Centers for Disease Control and Prevention“, Zähne, die für wissenschaftliche Zwecke verwendet werden, zu desinfizieren, soll zum

Ziel haben, das bakterielle Wachstum sowie die Kontamination des Untersuchers zu inhibieren (Kohn et al., 2003). Anwendung kann hierbei z.B. eine, wie in dieser Studie auch verwendete, 0,5 %ige Chloramin T-Lösung finden (O'Brien et al. 1988, Øilo und Olsson 1990).

## 2.6 Debonding

Die Bracketadhäsion strebt im Vergleich zu der Adhäsivtechnik, die z.B. bei einer herkömmlichen Füllungstherapie zum Einsatz kommt, keine dauerhafte Verbundfestigkeit an, sondern stellt nur eine temporäre Maßnahme dar, bei der der Haftverbund Schmelz-Adhäsiv-Bracket nach ein bis zwei Jahren kieferorthopädischer Behandlung wieder gelöst werden soll. Bei der Behandlung mit festsitzenden Apparaturen sollen die Haftkräfte der Brackets auf der einen Seite groß genug sein, um den orthodontischen Kräften Stand halten zu können, auf der anderen Seite dürfen sie aber nicht so groß werden, dass sie die kohäsiven Festigkeiten des Schmelzes übersteigen und Schmelzschäden bei der Bracketentfernung verursachen. Bishara et al. (1994) empfehlen, Scherfestigkeiten, die Werte von 13,5 MPa übersteigen, zu vermeiden, um das Risiko von Schmelzfrakturen und -ausrissen zu reduzieren. Daraus lässt sich schließen, dass, je höher die Scherfestigkeiten sind, es umso wahrscheinlicher ist, dass es zu Schmelzausrissen kommt.

Meistens erfolgt die Entfernung der Brackets mit speziellen Abnahmezangen (Abb. 22), die in der Regel von den entsprechenden Bracketherstellern angeboten werden. Die Kraftansatzpunkte können sich dabei im Idealfall diagonal oder parallel an den Bracketflügeln, an der Bracketbasis oder an der Grenzfläche zwischen Bracket und Adhäsiv befinden. Anschließend werden Abscher- und Drehbewegungen durchgeführt, um das Bracket schonend zu entfernen.



**Abb. 22.** Entfernung der Brackets (A) (R. Romano, 1998) mittels einer speziellen Abnahmezange (B).

Andere Möglichkeiten des Debondings sind elektrothermische Verfahren (Sheridan et al., 1986a und 1986b; Jost-Brinkmann et al., 1992) oder auch das Laser-Debonding (Mimura et al., 1995; Obata et al., 1999).

Bei der Bracketentfernung kann der Verlauf der Bruchlinie vier verschiedene Lokalisationen annehmen: sie verläuft entweder entlang der Bracket-Kompositgrenze, im Adhäsiv/Kunststoff selber, entlang der Adhäsiv-Schmelzgrenze oder im Schmelz. Bei Metallbrackets bahnt sie sich ihren Weg meist entlang der Übergangzone Bracket-Komposit mit der Folge, dass im Anschluss das Befestigungsmaterial sowohl auf der Zahnoberfläche als auch im Maschenwerk der Bracketbasis zurückbleibt (Diedrich, 2000) (Abb. 23). Die Menge an Restadhäsiv kann dabei durch den sogenannten ARI-Score, auf den im Punkt 1.7. noch genauer eingegangen wird, beschrieben werden.



**Abb. 23.** Kompositreste nach der Bracketentfernung im Maschenwerk eines Metallbrackets (aus P. Diedrich, 2000).

Wenn allerdings die Abzugskräfte beim Debonding zu hoch sind, kann es zu lokalisierten, maximal 100  $\mu\text{m}$  tiefen Schmelzausrissen kommen. Diese betreffen v.a. Areale, bei denen es durch die im Vorfeld ablaufende Säureätzung zu einer ausgeprägten Mikroverzahnung gekommen ist (Diedrich, 2000).

## 2.7 ARI-Score und Schmelzausrisse

Nach dem Debonding, also der Entfernung des Brackets von der Schmelzoberfläche, forciert durch eine auf den Gesamtverbund senkrecht einwirkende Kraft, bleibt das Adhäsiv/Komposit größtenteils entweder am Schmelz oder an der Bracketbasis haften, je nachdem ob die Verbundfestigkeit an der Schnittstelle Schmelz-Adhäsiv oder Adhäsiv-Bracket größer war. Wir sprechen bei dieser Art von Fraktur von einem sogenannten „adhäsiven Bruch“. Wenn jedoch die adhäsiven Kräfte größer waren als die kohäsiven, kann es passieren, dass sich Kompositreste teils an der Zahnoberfläche und teils am Bracket befinden und somit eine eindeutige Zuteilung nicht möglich ist. Hier handelt es

sich um einen „kohäsiven Bruch“, bei dem die Anziehungskräfte zwischen den Molekülen innerhalb des Kunststoffes der einwirkenden Kraft nicht standhalten konnten.

Somit wird schemenhaft zwischen einem adhäsiven Bruch, bei dem es zum Bruch von aneinanderhaftenden Molekülen im Bereich der Grenzfläche von zwei verschiedenen Stoffen kommt, und einem kohäsiven Bruch unterscheiden. Bei zuletzt genannten kommt es zum Versagen des inneren Zusammenhalts der Moleküle eines Körpers.

Oft, jedoch fälschlicherweise, wird angenommen, dass die Bruchstelle den schwächsten Punkt im Verbund signalisiert (Shiau et al., 1993). Davon kann aber nicht automatisch ausgegangen werden, da auf den Haftverbund Schmelz-Adhäsiv-Bracket unterschiedliche Faktoren Einfluss nehmen und somit auf die Lokalisation der Bruchstelle einwirken können.

Aus der Tatsache, dass grob zwei Arten von Brüchen aufgezeigt werden können und der Frakturverlauf vier mögliche Verlaufswege einschlagen kann, lässt sich nun die Verteilung der Restadhäsivmenge in Prozent zu der gesamten Klebefläche ermitteln. Sie wird unter dem Begriff ARI (Adhesive Remant Index) zusammengefasst. Dieser fand erstmals 1984 durch Artun und Bergland Anwendung und beschreibt, wie soeben erwähnt, die verbliebene Menge an Komposit auf der Schmelzoberfläche nach der Abscherprüfung. Der ARI ermöglicht somit eine Aussage über die Qualität der Bruchstelle.

Montasser et al. (2008) und Artun und Bergland (1984) benutzten für ihre Studien folgende Einteilung:

- Grad 0: kein Adhäsiv auf der Zahnoberfläche,
- Grad 1: weniger als 50 % des Adhäsivs auf dem Zahn,
- Grad 2: mehr als 50 % des Adhäsivs auf dem Zahn,
- Grad 3: 100 % des Adhäsivs auf der Zahnoberfläche.

Eine noch feinere Unterteilung der ARI-Grade, die auch in dieser Studie verwendet wird, lieferten Bishara et al. (1997):

- Grad 1: 100 % Adhäsiv verbleiben auf der Schmelzoberfläche,
- Grad 2: Mehr als 90 % verbleiben auf der Zahnoberfläche,
- Grad 3: Mehr als 10 % und weniger als 90 % Restadhäsiv,
- Grad 4: Weniger als 10 % auf dem Zahn,
- Grad 5: 0 % und somit kein Adhäsiv auf dem Zahn.

Diese Unterteilungen spielen in der Praxis insofern eine Rolle, da auf der Zahnoberfläche zurückbleibender Kunststoff den Zeitfaktor in die Höhe schnellen lässt, der in Anspruch genommen werden muss, um den Schmelz nach der kieferorthopädischen Behandlung wieder vollständig von dem Befestigungsmaterial zu befreien.

Somit lässt sich zur Interpretation des ARI zusammenfassend sagen: liegt ein hoher ARI vor und somit ein geringer Restadhäsivverbleib auf der Zahnoberfläche, besteht potentiell eine größere Gefahr, dass es beim Debonding zu Schmelzausrissen kommt als bei höheren Werten. Allerdings bedeuten niedrige ARI-Grade auch, dass mehr Komposit zurückbleibt und somit, wie bereits im letzten Absatz erwähnt, mit einem Mehraufwand bei dessen Entfernung gerechnet werden muss.

### 3 Material und Methode

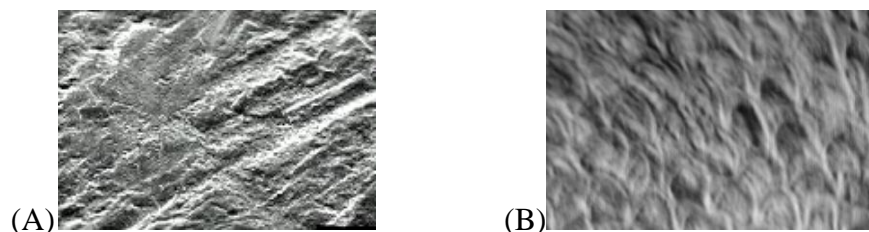
#### 3.1. Material

Die Struktur der verwendeten Materialien wird durch physikalische (Abrasionsfestigkeit, Biege- und Druckfestigkeit, Dimensions- und Kaustabilität, E-Modul und weitere Faktoren) und chemische Eigenschaften bestimmt, die jedoch weitestgehend durch die klinischen Bedingungen der oralen Mundflora festgelegt werden.

##### 3.1.1 Zähne und Lagerungsmedium

Da menschliche Zähne meist nicht in ausreichender Quantität und Qualität verfügbar sind, fanden in diesem Versuch 90 bovine Unterkieferfrontzähne der zweiten Dentition Anwendung, die bei der Firma „Vion FKM Furth im Wald GmbH“ bei frisch geschlachteten Rindern extrahiert wurden.

Rinderzähne sind bezüglich ihres Schmelzaufbaus humanen Zähnen sehr ähnlich, sogar nahezu äquivalent (Sakae und Hirai, 1982; Nakamichi et al., 1983; Rüggeberg, 1991), zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Haftkraft und können aus diesem Grund durchaus als Substituent für Untersuchungen der Haftfestigkeit des Verbundes von Brackets und Adhäsivsystemen im Rahmen von Studien herangezogen werden (Schilke et al., 2000; Camargo et al., 2008; Laurance-Young et al., 2011). Der schematische Aufbau eines Rinderzahns gleicht dem eines Menschen. Lediglich ihr Schmelz erscheint in elektromikroskopischen Untersuchungen etwas rauer als beim Menschen (Abb. 24) (Nakamichi et al., 1983; Weiß et al., 2011).



**Abb. 24.** REM. Menschlicher Schmelz (A) erscheint unter dem Mikroskop nicht so rau wie derjenige eines Rindes (B) (aus R. J. Radlanski, 1990).

Die chemischen Zusammensetzung zeigt bei beiden Substanzen eine gewisse Ähnlichkeit auf: so beträgt der Kalziumgehalt im Rinderschmelz 37,0 % (Mensch 36,8 %), wobei die Verteilung homogener erscheint als beim Menschen (Davidson et al., 1973). Phosphor ist im bovinen Zahnmaterial zu 15,5 % (Mensch 16,8 %) und Magnesium zu 0,4 % (Mensch 0,2 %) enthalten (Esser et al., 1998). Auch der Karbonatgehalt weist in den verschiedenen Stadien der Entwicklung keinen signifikanten Unterschied auf (Sydney-Zax et al., 1991). Lediglich die Fluoridkonzentrationen weichen stärker voneinander ab. Der pH-Wert des Schmelzes ist ebenfalls bei beiden Spezies annähernd identisch (Camargo et al., 2006).

Nachfolgende Tabelle (Tab. 8) liefert eine Gegenüberstellung wichtiger Werte beim Vergleich zwischen bovinem und humanem Zahnmaterial.

**Tab. 8.** Chemische, physikalische und mechanische Eigenschaften sowie die Fluoridkonzentrationen von menschlichem und bovinem Schmelz (nach E. C. Combe, 1984; J.-F. Roulet, 1988; M. Esser et al., 1998).

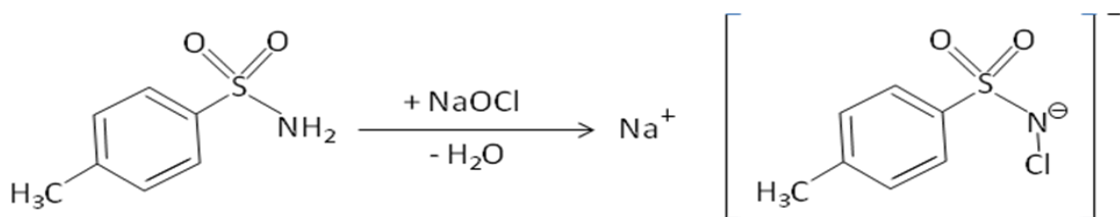
	Humaner Schmelz	Rinderschmelz
<b>Kalzium [%]</b>	36,8	37,0
<b>Phosphor [%]</b>	16,8	15,5
<b>Magnesium [%]</b>	0,2	0,4
<b>Vickershärte [HV]</b>	169,3	221,1
<b>Wärmekapazität [J/g x K]</b>	0,8	0,8
<b>Thermischer Ausdehnungskoeffizient [1/K]</b>	11,4	11,2
<b>Dichte [g/cm<sup>3</sup>]</b>	2,2	2,9
<b>Fluoridkonzentration [ppm]</b>	1300	200

Was die physikalischen Eigenschaften betrifft, weisen beide Gattungen gleiche Lumineszenz auf. In einer Studie kamen Fonseca et al. (2008) zu dem Ergebnis, dass die Schmelzröntgengichte bei beiden Arten und darüber hinaus in allen Altersgruppen ähnlich ist, auch wenn humaner Schmelz im Vergleich zum Rind weniger reich an interprismatischer Substanz ist. Dies liefert den Hinweis auf die enge Korrelation im anatomischen Schmelz-Dentin-Aufbau. Das Absorptionsmaximum von bovinem Schmelz liegt bei ca. 270 nm, das vom Menschen erreicht einen ungefähr dreimal höheren Wert

(Putt et al., 1980). Sanches et al. (2009) untersuchten die Mikrostruktur der Schmelzschichten von humanen und bovinen Zähnen, indem sie die Oberfläche mit Milchsäure anätzten. Die resultierenden Durchmesser der Schmelzprismen unterschieden sich nicht signifikant.

Für unsere Studie wurde das Material Rindern entnommen, die jünger als fünf Jahre waren. Bei der Auswahl der Probenzähne war es wichtig, dass die entnommenen Zähne im Bereich der zu beklebenden Flächen weder Karies, Schmelzdefekte chemischer oder mechanischer Natur, Frakturen oder Mineralisationsstörungen aufzeigten.

Die frisch extrahierten Zähne wurden für den Zeitraum des Transports zwischen dem Schlachthof und dem Labor in Leitungswasser kühl und feucht aufbewahrt. Im Anschluss wurde das Material mittels eines Skalpells von noch verbliebenem parodontalen Gewebe grob entfernt und daraufhin in eine 0,5 %ige Chloramin T-Lösung eingelegt (Abb. 25), um die Proliferation von Bakterien zu vermeiden. Diese Lagerung erfolgte bei Raumtemperatur ( $23 \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$ ).



**Abb. 25.** Die Herstellung von Chloramin T aus p-Toluolsulfonamid und Natriumhypochlorid.

Chloramin T besitzt eine hohe bakterizide Wirkung, weist oxidative Eigenschaften auf und wird demnach als Desinfektionsmittel und Antiseptikum eingesetzt. Allerdings zersetzt es sich langsam an der Luft und ist lichtempfindlich, weswegen es in einem dunklen, gut verschlossenen Gefäß aufbewahrt werden muss.

Eine Woche vor Versuchsbeginn wurde das Zahnmaterial in destilliertes Wasser (DIN ISO 3696, Qualität 3; d.h. optimales Wasser für analytische Zwecke) umgelagert und war somit zu keinem Zeitpunkt trockenen Bedingungen ausgesetzt. Eine Umlagerung wird deshalb empfohlen, damit sich das rückständige Chlorion der Chloramin T-Lösung nicht negativ auf die Haftfestigkeit auswirken kann (Lee et al., 2007).

### 3.1.2 Prüfkörpermaterial

Zur Herstellung der Prüfkörper fand Biresin G27 Harz Anwendung. Dabei handelt es sich um ein Zwei-Komponenten-Polyurethan-Schnellgießharz, ein Pulver-Flüssigkeitsgemisch, das relativ einfach zu verarbeiten ist und bei der Herstellung von detailgetreuen Modellen eingesetzt wird.

Es setzt sich aus folgenden Inhaltsstoffen zusammen (Tab. 9):

**Tab. 9.** Zusammensetzung des Biresin G27 Harzes (Technisches Datenblatt, G27LR-SG).

Name des Inhaltsstoffes	%
• Alkylaminpolyoxyalkylenol	35 - 50
• Propylencarbonat	10 - 20
• mit H <sub>2</sub> behandelte Destillate (Erdöl)	< 10
• leichte, aromatische Lösungsmittelnaphtha	< 0,25

Bei dem verwendeten Härter, einem Standardprodukt, handelt es sich um ein Isocyanat auf MDI (Methylen-diphenyldiisocyanat)-Basis.

Dieses modifizierte Polyol wird wie folgt verarbeitet: beide Komponenten, das Basis-harz und der Härter, werden vor Gebrauch gut aufgeschüttelt. Es gilt das vom Hersteller angegebene Mischungsverhältnis – eine 1:1-Mischung – einzuhalten, sodass eine konstante, einheitliche Qualität der Harzblöcke gewährleistet werden kann. Eine Material- und Verarbeitungstemperatur zwischen 18 und 25 °C sowie eine trockene Formoberfläche sind obligat. Nach der Mischung der beiden Komponenten muss das Harz umgehend in die Silikonform gegossen werden. Die fertigen Prüfkörper lassen sich 15 min später entformen. Die vollständige Aushärtezeit des Materials beträgt drei Tage.

Seine physikalischen Eigenschaften sind in Tabelle 10 dargestellt.

**Tab. 10.** Physikalische Eigenschaften des Zwei-Komponenten-Materials Biresin G27 (Technisches Datenblatt, G27LR-SG).

Physikalische Daten			
Farbe	beige		
Dichte	ISO 1183	[g/cm <sup>3</sup> ]	1,1
E-Modul	ISO 178	[MPa]	1.300
Biegefestigkeit	ISO 178	[MPa]	55
Reißfestigkeit	ISO 527	[MPa]	32
Wärmeformbeständigkeit	ISO 75B	[°C]	80
Lineare Schwindung		[%]	0,2

Dieses Harz wird „gemäß Richtlinie 1999/45/EG und ihren Anhängen nicht als gefährlich eingestuft“ (Technisches Datenblatt). Es soll lediglich darauf geachtet werden, es nicht in nicht-ausgehärtetem Zustand mit der Kanalisation, Gewässern o.Ä. in Kontakt zu bringen, da Biresin G27 ein wassergefährdendes Produkt ist. Abfälle müssen demnach ordnungsgemäß entsorgt werden.

### 3.1.3 Adhäsivsysteme – Bestandteile, Eigenschaften und Lagerung

#### 3.1.3.1 Versuchsgruppen im Überblick

Einen Überblick über die verwendeten Adhäsivsysteme und Komposite sowie über die Einteilung der Versuchsgruppen verschafft Tabelle 11.

**Tab. 11.** Übersicht über die in dieser Studie verwendeten Adhäsivsysteme.

Probennummer	Conditioner	Adhäsivsystem	Komposit
1-10	i Bond Etch 20 Gel	Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer	Transbond XT Adhesive Paste
11-20	Transbond Plus Self Etching Primer		Transbond XT Adhesive Paste
21-30	i Bond Etch 20 Gel	Transbond MIP (Moisture Intensive Primer)	Transbond XT Adhesive Paste

Fortsetzung von S. 62.

Probennummer	Conditioner	Adhäsivsystem	Komposit
31-40	i Bond Etch 20 Gel	Unite Adhesive Primer	Unite Bonding Adhesive
41-50	Ortho Conditioner (GC Corporation)		GC Fuji Ortho LC Capsule
51-60	Sure Ortho Etch	Sure Ortho Light Bond Sealant	Sure Ortho Light Bond Adhesive
61-70	Light Bond Etching Agent	Light Bond 3cc Light Cure Sealant Resin	Light Bond Light Cure Adhesive Paste
71-80	i Bond Etch 20 Gel	Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer	Transbond Supreme LV (Low Viscosity Light Cure Adhesive)
81-90	i Bond Etch 20 Gel	Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer	Blugloo Two-Way Color-Change Adhesive

### 3.1.3.2 Conditioner

Der Conditioner, auch Ätzel genannt, hat die Aufgabe, die Schmierschicht zu entfernen und ein mikroretentives Ätzmuster zur Aufnahme des Adhäsivs zu schaffen.

- i Bond Etch 20 Gel

Das i Bond Etch 20 Gel (Haraeus Kulzer, Hanau, Germany) wird in dieser Studie im Rahmen der Total-Etch-Technik vor der adhäsiven Befestigung der Brackets verwendet. Es wird gebrauchsfertig in einer Lösung geliefert und steht, wie der Name schon vermuten lässt, als Ätzel zur Verfügung. i Bond wurde einst allerdings nicht primär für die Anwendung im orthodontischen Bereich entwickelt.

Bei diesem Produkt handelt es sich um ein Ätzel auf der Basis von Orthophosphorsäure, das zu 20 % aus Phosphorsäure besteht. Weitere Komponenten sind Verdickungsmittel, Pigmente und Wasser.

Die enthaltene Phosphorsäure kann bei Kontakt mit der Gingiva, der Haut oder den Augen eine Reizung verursachen.

i Bond benötigt eine Lagerungstemperatur von 25 °C.

### 3.1.3.3 Adhäsivsysteme

- Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer

Der Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer der Firma 3M Unitec (Monrovia, CA, USA) ist ein Primer im Fläschchen für lichthärtende Befestigungskomposite. Dieses Einflaschenadhäsiv erfordert einen separaten Ätzschritt, wobei hierfür das oben bereits erwähnte i Bond verwendet wird. Es handelt sich somit um ein sogenanntes 2-Schritt-Adhäsivsystem.

Der Primer wird in einer sehr dünnen Schicht aufgetragen, da er lediglich als Befeuchtungsmittel dient.

Er hat einen höheren Bis-GMA Gehalt als das Komposit und besitzt darüber hinaus keine Füllstoffe, wodurch die Penetration in die durch Säure-Ätz-Technik strukturierte Schmelzoberfläche ermöglicht und somit das Eindringen des hochvisköseren Befestigungskomposits erleichtert wird. Neben dem Bis-GMA enthält dieser konventionelle Primer noch Triethylglykol-Dimethacrylat (TEG-DMA), Phosphinoxide, Stabilisatoren, Parabene, Fluoridkomplexe und Wasser.

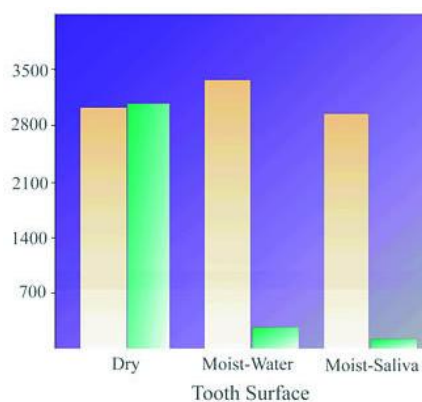
Ho et al. (2011) kamen in ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass es nach längerem Verweilen von Transbond XT Primer auf dem Zahnschmelz, wie es im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung der Fall ist, beim anschließenden Entfernen der Brackets im Vergleich zu anderen Systemen zu einem größeren Restadhäsivverbleib auf der Zahnoberfläche kommt. Dies kompensiert die Gefahr für Schmelzrisse oder gar -frakturen beim Debonden.

- Transbond MIP (Moisture Intensive Primer)

Transbond MIP (3M Unitec, Monrovia, CA, USA) ist ein feuchtigkeitsunempfindliches, hydrophiles Einflaschenadhäsiv, das, wie der Name schon sagt, Feuchtigkeit toleriert, wodurch es gut in einem feuchten Milieu verwendet werden kann, ohne dass die Klebkraft verloren geht. Gleich, ob die Zahnoberfläche mit Wasser oder Speichel kontaminiert ist, reicht vorgeätzter Schmelz völlig aus, um einen guten Haftverbund zu erzielen. Als Ätzmittel fand auch in dieser Prüfgruppe i Bond-Gel Anwendung. Zahlreiche Studien haben bewiesen, dass Transbond MIP in Kombination mit dem lichthärtenden Komposit Transbond XT unter feuchten Bedingungen

ähnliche Haftwerte erreicht wie herkömmliche Primer in trockenem Milieu (Vincente et al., 2010).

Allerdings erlangt dieser Primer ausschließlich unter feuchten Bedingungen eine ausreichend hohe Haftkraft (Abb. 26). Auf einer völlig übernässten Schmelzoberfläche können die von Reynolds (1975) klinisch geforderten 6 - 8 MPa nicht erreicht werden, wie eine Studie von Endo et al. (2008) zeigt, in der knapp ein Drittel der Proben nicht einmal 6 MPa erzielen konnten. Folglich muss trotz Einsatz von sogenannten hydrophilen, feuchtigkeitsunempfindlichen Primern, wie dem Transbond MIP, überschüssiges Wasser auf der Zahnfläche entfernt werden.



**Abb. 26.** Schematische Darstellung der Haftwerte von Transbond MIP (gelb) im Vergleich zu einem herkömmlichen Primer (grün) (Infobroschüre 3M Unitec).

- Transbond™ Plus Self Etching Primer (SEP)

Bei Transbond Plus SEP (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) handelt es sich einerseits um einen selbstätzenden Primer, einen sogenannten „one-step“-Primer, andererseits um ein „all-in-one“-Adhäsiv, mit dem die Zahnoberfläche in einem Schritt angeätzt, geprimt, gebondet und anschließend beklebt werden kann. Dadurch kann man Fehler, die beim separaten Bonding auftreten können, vermeiden. Ätzmittel und Primer müssen bei diesem Produkt durch ein Aktivieren des Systems (vgl. Herstellerangaben) vor der Applikation miteinander vermischt werden. Transbond Plus wird mit Hilfe eines Applikators auf die Zahnoberfläche aufgetragen, 5 s lang mit leichtem Druck eingerieben und abschließend im Druckluftstrom erneut 5 s zu einem dünnen, leicht glänzenden, gleichmäßigen Film verblasen.

Sein Verpackungsdesign garantiert eine gleichmäßige Dosierung.

Dieser SEP besitzt zudem hydrophile Eigenschaften, sodass ein Feuchtigkeitszutritt im Verlauf der einzelnen Behandlungsschritte keinen Einfluss auf die Klebequalität

nimmt und somit eine ausreichende Haftkraft gewährleistet ist. Ein feuchtes Milieu stellt demnach keine Kontraindikation für eine mögliche Verwendung dar (Scougall-Vilchis et al., 2009b).

Das Produkt enthält „methacrylierte Phosphorsäureester“. Acrylate können generell, wenn auch selten, allergische Reaktionen verursachen. Die integrierte Phosphorsäure kann außerdem zu Verätzungen, z.B. im Bereich der Haut, der Schleimhaut oder der Augen führen.

Weitere Bestandteile dieses Primers sind Wasser, Phosphinoxide, Parabene, ein Stabilisator sowie Fluoridkomplexe. Diese Komplexe vermindern durch die Freisetzung von Fluoridionen das Risiko der Demineralisation und folglich die Entstehung von Karies in der unmittelbaren Umgebung der Brackets (Scougall-Vilchis et al., 2009b).

Eine Studie belegt, dass mit Transbond Plus SEP eine ähnlich hohe Haftkraft (21,1 +/- 6,2 MPa) erzielt werden kann wie bei der Anwendung der konventionellen Ätztechnik mit Phosphorsäure (26,5 +/- 8,1 MPa) (Scougall-Vilchis et al., 2009a). Seine Haftkraft korreliert mit der Einwirkzeit. Das heißt, je länger der SEP auf der Zahnoberfläche verbleibt, desto höher ist die resultierende Abscherkraft. Dies kann z.B. bedeuten, dass die Menge an Komposit, die nach dem Debonding auf der Zahnoberfläche verbleibt, exponentiell zur Einwirkzeit ansteigt, was nicht nur den Zeitfaktor, der beim anschließenden Entfernen stärker ausgereizt wird, erhöht, sondern zudem die Gefahr einer möglichen Beschädigung der Schmelzoberfläche, verursacht durch die verwendeten Diamanten und Schleifkörper, birgt. Außerdem ist durch sehr große Haftkräfte schließlich das Risiko höher, dass es von vornherein beim Abscheren zu Schmelzausrissen kommt. Somit sollte man sich bei der Anwendung von Transbond Plus SEP an die vom Hersteller vorgegebene Einwirkzeit halten, um negative Effekte zu vermeiden (Scougall-Vilchis et al., 2009b).

#### 3.1.3.4 Komposite

- Transbond XT Adhesive Paste

Transbond XT ist ein lichthärtendes, orthodontisches Befestigungskomposit der Firma 3M Unitec (Monrovia, CA, USA). Die Verarbeitung erfolgt entsprechend den

Herstellerangaben. Transbond XT besteht zu 10 - 18 % aus Bis-GMA, zu 6 - 12 % aus Bis-EMA und zu 72 - 78 % aus Füllstoffen (z.B. Quarze oder Silikatglas).

Eine Bestrahlung mit Blaulicht der Wellenlänge 450 - 470 nm führt dazu, dass der Photoinitiator durch die Reaktion mit einem Amin die zur Polymerisation notwendigen Radikale erzeugt. Die maximale Endhärte kann nur durch ein trockenes Umfeld während des Klebevorgangs erreicht werden.

Die besondere Viskosität dieses Komposits hält die Brackets fest an ihrem Applikationsort und verhindert ein Abgleiten auf der Zahnhartsubstanz.

Transbond XT ist ausschließlich für den Gebrauch von Metall- und, bedingt durch sein transparentes Erscheinungsbild, auch für Keramikbrackets vorgesehen, da es bei Kunststoffbrackets, die Polykarbonatgehalt enthalten, zu Interaktionen mit dem Methylmethacrylat des Komposits kommt. Dadurch bildet sich kein Verbund zwischen dem Bracket und dem Kunststoff (Phiton et al., 2007).

Hinsichtlich der Lagerung muss darauf geachtet werden, dass dieses Material weder erhöhten Temperaturen, noch direktem Licht ausgesetzt wird. Auch ist es von eugenolhaltigen Produkten fernzuhalten, da diese die Aushärtungszeit von Transbond XT negativ beeinflussen können. Es kann am besten bei Raumtemperaturen von 20 bis 25 °C verarbeitet werden.

Dieses für die adhäsive Bracketbefestigung und somit primär für orthodontische Zwecke konzipierte Komposit diente schon in zahlreichen wissenschaftlichen Untersuchungen als Referenzmaterial (Bishara et al., 1999; Korbmacher et al., 2002; Aljubouri et al., 2003).

Transbond XT wurde in dieser Studie mit unterschiedlichen Primern verwendet (siehe 2.1.3.).

- Transbond Supreme LV (Low Viscosity )Light Cure Adhesive

Bei diesem Produkt der Firma 3M Unitec handelt es sich um ein niedrigvisköses, halbflüssiges und lichthärtendes Komposit. Trotz seiner Konsistenz bleibt es bis zur Polymerisation an der gewünschten Stelle.

Transbond Supreme LV (3M Unitec, Monrovia, CA, USA) ist kompatibel mit den meisten Primern von 3M Unitec, sodass beispielhaft in dieser Studie der konventionelle Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer ohne Probleme eingesetzt werden konnte. Die Schmelzätzung erfolgte mittels i Bond.

Durch die Verwendung von Nanofüllstoffen (Siliziumdioxid, Zirkon) mit einer Größe zwischen 5 und 75 nm resultieren für dieses niedrigvisköse Komposit gute Haftwerte und Fließeigenschaften. Transbond Supreme enthält noch weitere Bestandteile, wie Gläser, Bis-GMA, TEGDMA und UDMA (Albaladejo et al., 2011).

Dieser Kunststoff ist jedoch weder gegenüber Speichel- bzw. allgemein ausgedrückt Wasserkontamination tolerant noch gibt er Fluorid ab.

Hinzu kommt, dass die Haftkraft zwar einerseits für das direkte Verfahren völlig ausreichend ist, sich andererseits dennoch Probleme bezüglich der Konsistenz ergeben können. Diese Eigenschaften können sich negativ auf die Stabilität des Brackets auswirken, sodass bei Anwendung von Transbond Supreme LV eher zur indirekten Technik geraten wird (Informationsbroschüre).

- Blugloo Two-Way Color-Change-Adhesive

Blugloo-Befestigungskunststoff der FirmaOrmco (Ormco Europe B. V., BR Amersfoort, Niederlande) ist ein in zwei Richtungen farbveränderliches, lighthärtendes Komposit. Als Ätzel wurde auch hier wieder i Bond verwendet. Adhäsiv war das konventionelle Produkt von Transbond XT.

Das Komposit enthält einen temperaturempfindlichen blauen Farbstoff, der bei Erreichen der Körpertemperatur durchsichtig wird. Nimmt diese jedoch wieder ab, kommt wieder seine blaue Farbe zum Vorschein (Zwei-Wege-Farbwechsel) (Northrup et al., 2007). Dieser Farbumschlag steht jedoch in keiner Relation zur Polymerisation. Allerdings kann er den Bonding-Prozess vereinfachen, da das Entfernen von überschüssigem Kunststoff beim Klebevorgang erleichtert wird (Northrup et al., 2007). Während der Behandlung ist Blugloo durch seine klare Farbe unscheinbar. Beim abschließenden Entfernen jedoch kann man sich z.B. durch Wasser- oder Luftapplikation den Farbwechsel wieder zu Nutzen machen und gründlich alle Kompositreste entfernen.

Blugloo ist sowohl für das Kleben von Metall- als auch von ästhetischen Brackets geeignet.

Das farbverändernde Komposit enthält ein Methacrylat-Ester-Monomer, mineralische Füllstoffe, Siliziumdioxid, Aktivatoren und Konservierungsmittel

### 3.1.3.5 Weitere Systeme

- Unite Bonding-Adhäsivsystem

Das Unite Bonding Adhesive (3M Unitec, Monrovia, CA, USA) ist ein chemisch härtendes „no-mix“ Komposit, das ursprünglich für die direkte Befestigung von Polycarbonat-Brackets entwickelt wurde.

Dieser Kunststoff gewährleistet eine ausreichend lange Verarbeitungszeit, weist jedoch relativ schnell eine starke und verlässliche Haftkraft auf, sodass ein Bogen bereits 4 min nach der Bracketapplikation eingelegt werden kann.

Bezüglich seiner Konsistenz ist das Unite Bonding Adhesive sämig. Es ist ortsständig, jedoch auch flüssig genug, um in das Maschenwerk bzw. die Unterschnitte der Bracketbasen eindringen und somit einen starken Verbund zwischen Zahn und Bracket herstellen zu können.

Sein chemischer Bestandteil gewährleistet eine vollständige Aushärtung, selbst an Stellen, die durch Lichtapplikation nicht erreicht werden können.

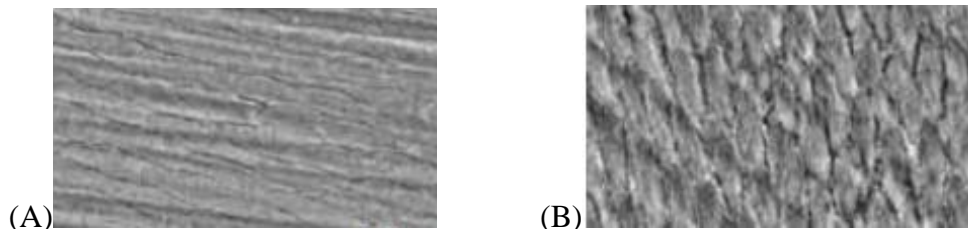
Das Unite-Kit enthält alle Komponenten, die für die Bracketbefestigung benötigt werden. Genaueres zur Methodik der Anwendung kann dem Punkt 2.2.4. entnommen werden.

- GC Fuji Ortho LC-Adhäsivsystem

Fuji LC (GC Germany GmbH, Bad Homburg, Deutschland) ist ein kunststoffverstärkter, lichthärtender Glasionomerezement, der eine sichere und schmelzschonende (Fjled und Øgaard, 2004) Befestigungsmöglichkeit bietet. Er wurde speziell für kieferorthopädische Zwecke entwickelt und wird in diesem Bereich bei der Befestigung von Attachments eingesetzt, z.B. Brackets, Bändern und anderen Halteelementen, auf natürlicher Zahnhartsubstanz, aber auch auf prothetischen Restaurationen aus Keramik oder Metall.

Im Vergleich zu anderen Adhäsiven ist Fuji LC selbstadhäsiv, d.h. es kann mit oder ohne Vorkonditionierung des Schmelzes Anwendung finden und muss in leicht feuchtem Milieu verarbeitet werden. Das bedeutet, dass im Rahmen der Oberflächenkonditionierung diese zwar gereinigt und abgespült, jedoch nicht trockengeblasen wird. Laut Herstellerangaben wird sogar die Empfehlung gegeben, die Oberfläche zusätzlich, z.B. mit einer wassergetränkten Watterolle zu benetzen. Auf eine Trockenlegung kann infolgedessen verzichtet werden. All diese Aspekte sparen nicht nur Material, sondern auch Zeit.

Dieser Glasionomerzement kann, wie bereits erwähnt, sowohl mit „Etch“ als auch mit „Non-Etch“-Technik Anwendung finden. Dies macht eine konventionelle Säurereaktion nicht obligat, sodass der Behandler selbst entscheiden kann, ob er dieses Produkt als 1- oder 2-Schritt-System anwenden möchte. Auch ohne vorheriges Anätzen konnten bislang in klinischen Einsätzen erfolgreiche Ergebnisse erzielt werden. Für einen besseren Haftverbund besteht jedoch die Möglichkeit, den entsprechenden GC Ortho Gel Conditioner hinzuzuziehen. Dieser besitzt gegenüber der herkömmlich verwendeten Phosphorsäure den Vorteil, ein schonenderes Konditionieren zu gewährleisten (Abb. 27). Bei diesem Produkt handelt es sich um eine 10 %ige, milde Polyacrylsäure.



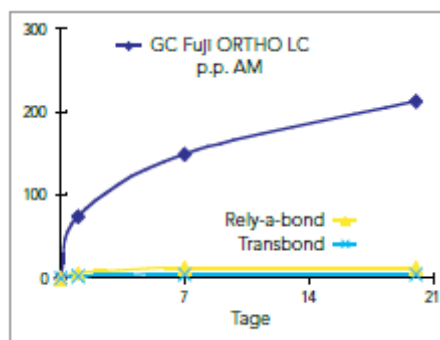
**Abb. 27.** Schmelzoberfläche unter dem Rasterelektronenmikroskop, (A) nach schonender Vorbehandlung mit GC Ortho Gel Conditioner und (B) nach Anwendung der konventionellen Ätztechnik (Infobroschüre, GC Europe N. V., Leuven).

Allgemein umfasst die Abbindereaktion von kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen drei Stufen: Mount et al. (2002) berichten, dass es nach dem Vermischen des Zements und der Polyacrylsäure zu einer Säure-Base-Reaktion kommt, wobei die Säure bei Kontakt mit den Glaspartikeln Kalzium- und Aluminiumionen aus der Matrix herauslöst. Dieser Vorgang benötigt im Vergleich zu einem konventionellen Glasionomerzement mehr Zeit, da HEMA einen Teil des ursprünglichen Wasserge-

halts ersetzt, Wasser jedoch wesentlicher Bestandteil einer Säure-Base-Reaktion ist. Durch die anschließende Belichtung des Kampherchinons und der tertiären Aminen können freie Radikale für den Polymerisationsstart der Kunststoff-Hydroxyethyl-Methacrylat-Matrix (HEMA) gewonnen werden. Der Vorgang der Polymerisation ist in weniger als 1 min beendet. Den Abschluss bildet die Selbsthärtung des Kunststoffmonomers.

Ein Vorteil von Glasionomern ist auch die Eigenschaft, Fluoridionen abgeben zu können, und das selbst noch nach ihrer Aushärtung (Graf und Jakobi, 2000) (Abb. 28). Fluorid unterstützt den Schutz des Schmelzes, indem es das Auftreten möglicher Entkalkungen verhindert.

Nachfolgende Abbildung (Abb. 29) veranschaulicht, dass dieser fluoridhaltige Glasionomernzement nicht nur unmittelbar nach der Applikation Fluoride freisetzt, sondern eine Reservoirwirkung mit konstanter Freisetzung niedrigerer Fluoriddosen aufzeigt.



**Abb. 28.** Die Menge der Fluoridfreisetzung von Fuji Ortho LC in Abhängigkeit von der Zeit im Vergleich zu zwei anderen Adhäsivsystemen (Infobroschüre, GC Europe N. V., Leuven).

Kunststoffmodifizierte GIZ bestehen allgemein aus einem Fluorid-Aluminium-Pulver. Die Flüssigkeit enthält Polyacrylsäure, Wasser und ein Monomer, das als Aktivator fungiert. Als Kunststoffkomponente liegt letzten Endes eine Mischung aus drei Monomeren vor, wobei hier HEMA den Großteil ausmacht, das die Eigenschaft besitzt, die Polymerisationsreaktion zu verbessern.

Die Applikationsform war in vorliegender Studie ein Pulver-Flüssigkeitsgemisch. Das Mischungsverhältnis beträgt gemäß den Herstellerangaben 3:1. Hierfür wird das Pulver in zwei gleich große Portionen aufgeteilt. Der erste Teil wird mit der gesamten Flüssigkeit für 10 s gemischt. Anschließend wird die zweite Portion beige-mengt und für weitere 10 - 15 s vermischt. Die Verarbeitungszeit des fertigen Ze-

ments beträgt bei Raumtemperatur etwa 3 min, allerdings kann sie durch höhere Temperaturen verkürzt und durch tiefere verlängert werden (Infobroschüre).

- Sure Ortho Light Bond-Adhäsivsystem

Das Sure Ortho Light Bond Kit (Sure Orthodontics, Genf, Schweiz) ist ein komplettes Set, bestehend aus Ätzel, Primer und einem lichthärtenden Komposit. Die Besonderheit liegt hier in seiner orangen Farbe, die es wiederum möglich macht, überschüssiges Material vor dem endgültigen Klebevorgang zu erkennen und infolgedessen zu entfernen. Das Komposit enthält mikrofeines Glas-Füll-Material, das auf der einen Seite sein optimales Eindringen, auch in eine feinmaschige Bracketbasis, auf der anderen Seite aber auch eine maximale Penetration in die Mikroporen des Schmelzes ermöglicht. Bedingt durch den 4-Meta-Klebeaktivator, lässt sich eine widerstandsfähige, verlässliche chemische Verbindung zur Zahnoberfläche herstellen. Eine weitere Eigenschaft ist die Fluoridfreisetzung (Infobroschüre).

- Light Bond-Adhäsivsystem

Bei dem Produkt Light Bond (Reliance Orthodontic Products INC, Hasca, IL, USA) handelt es sich um ein mikro- und glasgefülltes, lichthärtendes Komposit zum Befestigen von Metall-, Kunststoff- und Keramik-Brackets. Auch dieses System beinhaltet einen Schmelzkonditionierer, einen Primer bzw. Sealant und das Komposit. Hier ist eine Schmelzätzung obligat.

Sowohl der Primer/Sealant als auch der Kunststoff enthalten ein fluoridabgebendes Monomer. Die Fluoridabgabe erfolgt kontinuierlich, ohne dass es dabei zu einer Verringerung der Haftkraft kommt. Somit kann die Zahl der Schmelzentkalkungen deutlich reduziert werden (Heinig und Hartmann, 2008).

Der Sealant hat im Vergleich zu anderen konventionellen Lacken die besondere Eigenschaft, trotz Sauerstoffeinfluss vollständig auszuhärten, vorausgesetzt es erfolgt eine 10 s andauernde Polymerisation.

Das Komposit enthält viele Füllpartikel. Dieses Charakteristikum garantiert, bedingt durch die gleichmäßige Bedeckung der Schmelzoberfläche, eine maximale Adhäsion (Zachrisson et al., 1979; Banks und Richmond, 1994). Die Füllpartikel können allerdings auch Licht reflektieren, was eine vollständige Polymerisation – und dabei spielt es keine Rolle, welche Art von Bracket verwendet wird – zur Folge hat. Die

hohe Anzahl an Partikeln sorgt schließlich für eine homogene Oberfläche und schützt somit vor einer Verfärbung.

Die Viskosität von Light Bond ist stehend. Das verhindert ein Verrutschen der Brackets beim Positionieren. Sobald der Kunststoff vollständig ausgehärtet ist, ist dieser voll belastbar und ermöglicht das Einsetzen eines Drahtbogens (Infobroschüre).

### 3.1.4 Befestigungselemente



**Abb. 29.** Das In Ovation<sup>®</sup>L-Bracket der Firma Dentsply GAC).

Als Befestigungselemente zur Untersuchung der Scher-Abschäl-Festigkeit wurden in dieser Studie die In-Ovation<sup>®</sup>L-Brackets (Abb. 30) der Firma Dentsply GAC (Dentsply/ GAC Deutschland GmbH, Gräfelfing, Deutschland) verwendet (Tab. 12), die retentive Netzbasen aufweisen. Die Fläche der Bracketbasis beträgt laut Herstellerangabe 21,14 mm<sup>2</sup>.

**Tab. 12.** Einige Details zum In-Ovation<sup>®</sup>L-Bracket.

Bracket	Design und Material	Hersteller
In-Ovation	Stahl, geätzt, selbstligierend, aktiv/passiv	Dentsply GAC

In-Ovation<sup>®</sup> L-Brackets sind selbstligierende, an den lingualen Zahnflächen anzubringende Metallbrackets, die eine anatomisch geformte Basis aufzuweisen. Für eine ausreichend hohe Retention sorgt seine sogenannte „Super-Mesh-Basis“ (Abb. 31). Darunter versteht man eine stark strukturierte Netzbasis, die das Eindringen selbst von hochviskösen Bracket-adhäsiven ermöglicht.



**Abb. 30.** Klebebasis des InOvation-Brackets.

Aufgrund der selbstligierenden Eigenschaft sind keine Gummizüge nötig, was den Interbracketabstand ansteigen lässt. Aufgelaserte Zahlen ermöglichen zudem eine exakte Zuordnung der Brackets zum jeweiligen Zahn im richtigen Quadranten.

Dieses konfektionierte Twin-Bracket verfügt über einen horizontalen 0,0180er Slot. Seine flache Basis und auch die Flügel sind abgerundet. Dies beseitigt auf der einen Seite okklusale Interferenzen und verbessert auf der anderen Seite den Tragekomfort, was die Eingewöhnungszeit durchaus verkürzen kann. Auch das Sprechen wird durch das Design kaum behindert.

Eine vertikale Ritze auf der Fazialfläche des Brackets dient der Orientierung und erleichtert ein Positionieren der Brackets entsprechend der anatomischen Form des Zahnes.

Das In-Ovation<sup>®</sup>L-Bracket ermöglicht eine einfache und schnelle Handhabung, dank einem leicht zu öffnenden und zu verschließenden Clip. Dieser Clip bedeckt den Bogen im Slot über die gesamte mesiodistale Breite des Brackets. Das Zusammenwirken zwischen Clip und Bogen sorgt für eine gute Rotationskontrolle und macht zusätzliche Hilfsmittel überflüssig. Abgerundete Slotwände verhindern darüber hinaus ein Abknicken des Bogens.

Dieses System ermöglicht es auch, Bewegungen dritter Ordnung durchzuführen, da nicht obligat runde Bögen Anwendung finden müssen. Diese werden nur in der Initialphase der kieferorthopädischen Behandlung eingegliedert. Der „passive“ Clip ermöglicht dabei eine schnellere und bessere Nivellierung, da die Reibung möglichst gering gehalten wird. In den folgenden Phasen der Behandlung kommen Vierkantbögen zum Einsatz, die ebenfalls in den Slot eingegliedert werden können. Im Laufe der Behandlung nimmt ihre Dimension kontinuierlich zu, sodass der Verschlussclip zunächst „interaktiv“, zu einem späteren Zeitpunkt jedoch aktiv interagiert. Über die Federwirkung des Bogens können die Informationen präzise auf den Zahn übertragen werden (<http://www.gac-ortho.de/das-in-ovationr-bracketsystem.html>).

Nachfolgende Abbildungen (Abb. 31) veranschaulichen noch einmal die einzelnen Phasen der kieferorthopädischen Behandlung, wobei den unterschiedlichen Bogendesigns sowie dem Verschlussclip besondere Beachtung geschenkt werden soll.

Nivellierungsphase



passiv

Haupteinstellungsphase



interaktiv

Feineinstellungsphase



aktiv

**Abb. 31.** Die Phasen der kieferorthopädischen Zahnbewegung unter Betrachtung des Bogens und des Slots (<http://www.gac-ortho.de/das-in-ovationr-bracketsystem.html>).

Nachfolgende Tabelle zeigt einen zusammenfassenden Überblick über bestehende, teilweise schon erwähnte, aber auch zusätzliche Vor- und Nachteile des In-Ovation®L-Brackets (Tab. 13).

**Tab. 13.** Vor- und Nachteile der In-Ovation®L-Brackets ([www.zwp-online.info/de](http://www.zwp-online.info/de)).

<b>Vorteile</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Kurze Einlernzeit auf Behandlerseite für zügiges Ein- und Ausgliedern der Bögen</li><li>• Zungenfreundliches und flaches Design, das ferner die Selbstreinigung der Zähne begünstigt und gute Unterschnitte für Elastikketten besitzt</li><li>• Gute Rotationsübertragung durch großen mesiodistalen Flügelabstand und aktiven Verschlussclip</li><li>• Gute Torqueübertragung durch Twin-Design</li><li>• Kürzere Behandlungstermine, da ein Ligaturenwechsel entfällt</li><li>• Keine unhygienischen Haltegummis</li><li>• Nahezu unsichtbar für Außenstehende</li></ul>
<b>Nachteile</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Hoher Preis</li><li>• Nur sekundär anwendbar bei Zapfenzähnen, starken Verschachtelungen und Rotationen größer 45 °</li></ul>

### 3.1.5 Geräte und Programme

Neben den soeben erwähnten Materialien kamen aber auch einige Geräte und Programme in dieser Studie zum Einsatz. Nachstehende Tabelle (Tab. 14) liefert eine kurze Übersicht.

**Tab. 14.** Die in dieser Studie zur Anwendung gekommenen Geräte.

Gerät	Produktname	Hersteller	Typbezeichnung	Beschreibung
Poliermaschine	Poliereinheit	KaVo Dental GmbH (Biberach/ Riß, Deutschland)	EWL 5820	Drehzahl: 1500/3000 U/min bei 50 Hz Saugleistung: ca. 480 m <sup>3</sup> /h Anschlusswert: 400 W
Winkelstück	KaVo Intracompact-Winkelstück	KaVo Dental GmbH (Biberach/ Riß, Deutschland)	Intracompact 0767 LHX	Winkelstück 5,4:1 Max. 740 min <sup>-1</sup> Glasstab-Lichtleiter (25000 lux Lichtleistung, Leuchtdichte 2000 cd/m <sup>2</sup> ) Innengeführte, getrennte Kühlmedien
Handstück	KaVo Intracompact-Handstück	KaVo Dental GmbH (Biberach/ Riß, Deutschland)	Intracompact 10 CHC	Handstück 1:1 Bis max. 40000 min <sup>-1</sup> Sannzangenhaltekraft von 40 N Innengeführte, getrennte Kühlmedien
Polymerisationslampe	Ortholux XT Polymerisationslampe	3M Unitec GmbH (Monrovia, CA, USA)	Ortholux XT Visible Curing Light	75 Watt Halogenlampe Optisch gefiltertes Licht im Wellenlängenbereich zwischen 400 und 500 nm Glasfaser-Lichtleiter Zeiteinstellung: 5/10/15/20 s mit hörbarem Signal
Abschermaschine	Instron® Universalprüfmaschine	Instron Structural Testing Systems GmbH (Darmstadt, Deutschland)	Instron 5965	Pneumatisch, seitlich wirkender Spannzug Kraftmessgenauigkeit: +/- 0,5 % des Anzeigewertes; Saugleistung: ca. 480 m <sup>3</sup> /h Anschlusswert: 400 W Automatische Aufnahmeerkennung für Kraft- und Dehnungsaufnehmer
Mikroskop	Stereo-mikroskop	Bresser GmbH (Springdale, AR, USA)	Advance ICD 10x - 160x trinokular; 58 - 04000	Auflichtmikroskop Stereo-Zoomobjektiv (1x bis 4x), zwei Paar hochwertige Weitfeld-Okulare (10x und 20x) und eine 2-fach Konverterlinse

Fortsetzung S.76.

Software	Materialsoftware Bluehill®2	Instron Structural Testing Systems GmbH (Darmstadt, Deutschland)	Bluehill®2	Möglichkeit der Durchführung von Zug-, Druck-, Biege-, Schäl-, Weiterreiß-, Reibungs-, Kriech- und Zeitstandsprüfungen Automatisierung von Prozessen mit Hilfe einer API-Schnittstelle Automatische Probenmesseinrichtung zur Übertragung der Probenabmessungen direkt in die Software Automatische Erstellung von Protokollen
Statistikprogramm	Statistiksoftware SPSS	SPSS Inc.	SPSS 17	Statistische Analyse von Daten mit gängigen statistischen Verfahren Programm beinhaltet eine eigene Programmiersprache, kann aber auch menügesteuert bedient werden

## 3.2 Methode

### 3.2.1 Gewinnung und Vorbereitung der Rinderzähne

Nach der Extraktion der bovinen Zähne mittels chirurgischer Instrumente wurden diese zuerst – um während des Transports vor Austrocknung geschützt zu sein – in einen mit kaltem Leitungswasser gefüllten Behälter gegeben. Im Anschluss wurde das Zahnmaterial, und hierbei explizit die linguale Flächen, mit Hilfe eines Skalpells und eines Scalers von jeglichen Verunreinigungen, wie desmodontalen Faserresten oder Zahnstein, befreit. In die Untersuchung wurden nur Zähne eingebunden, die kariesfrei waren und eine makroskopisch intakte Schmelzoberfläche aufwiesen, d.h. keine Risse, Mineralisationsstörungen, Entkalkungen oder Ähnliches zeigten. Außerdem sollten die linguale Flächen möglichst homogen geformt sein und hinsichtlich ihrer Größe die Aufnahme der Brackets ermöglichen. Unter Berücksichtigung dieser Kriterien resultierte eine Anzahl von 90 Versuchszähnen.

### 3.2.2 Lagerung bis zur Prüfkörperherstellung

Die Zähne wurden daraufhin in eine bakteriostatisch wirksame, 0,5 %ige Chloramin T-Lösung gegeben und bei Raumtemperatur aufbewahrt. Eine Woche vor der Herstellung der Prüfkörper erfolgte eine Umlagerung in destilliertes Wasser. Es wurde darauf ge-

achtet, dass die Zähne mit keinen weiteren chemischen Reagenzien in Kontakt traten, um mögliche Auswirkungen auf den Zahnschmelz oder allgemein die Zahnhartsubstanz zu vermeiden.

### 3.2.3 Herstellung der Prüfkörper

Die Rinderzähne (Abb. 32) wurden im Rahmen der Vorbereitung für die Einbettung aus dem Flüssigkeitsbehälter entnommen und getrocknet. Hartnäckige, noch bestehende Gewebereste wurden mittels eines Wasser-Bimsstein-Gemisches an der Poliermaschine beseitigt. Anschließend durchlief jeder Zahn ein standardisiertes Verfahren mit dem Ziel, möglichst kongruente und einheitliche Prüfkörper für den folgenden Abscher-versuch zu gewinnen.



**Abb. 32.** Eingebettete Rinderzähne.

Um das endgültige Einbetten der Zähne zu erleichtern, stellten wir im Vorfeld Kreuze aus Biresin G 27 Harz mit Hilfe einer entsprechenden Silikonform her. Diese wurden 15 min später entformt. Anschließend galt es, die Rinderzähne mit ihrer Lingualfläche nach oben gerichtet mit Hilfe eines Heißklebers auf den Kreuzen zu befestigen. Diese Vorarbeit diente dazu, eine gleichmäßige Positionierung in den späteren Abscher-versuchen zu gewährleisten. Das geschaffene Doppelgespann wurde in der Folge noch einmal in eine vorgefertigte rechteckige, eigens für die Prüfmaschine hergestellte Silikonform gegeben – eine Hohlform, die ebenfalls mit Biresin G 27 Harz aufgefüllt wurde. Bei der Ausrichtung der mit den Rinderzähnen versehenen Kreuze in den Quaderformen sollte darauf geachtet werden, dass v.a. die Lingualflächen der Zähne nicht mit Harz bedeckt werden. Dabei spielte es keine Rolle, wie es diesbezüglich in der Wurzelregion aussah. Nach einer Aushärtungszeit von 15 min konnten die Prüfkörper entformt werden. Beim gesamten Herstellungsprozess wurde stets darauf geachtet, die vorgegeben Mischungsverhältnisse einzuhalten (siehe 2.1.2.), um letztendlich eine konstante

Qualität der Prüfkörper vorweisen zu können. Da jedoch die Menge an Pulver und Flüssigkeit rein nach Augenmaß zusammengefügt wurde, kann davon nicht selbstverständlich ausgegangen werden.

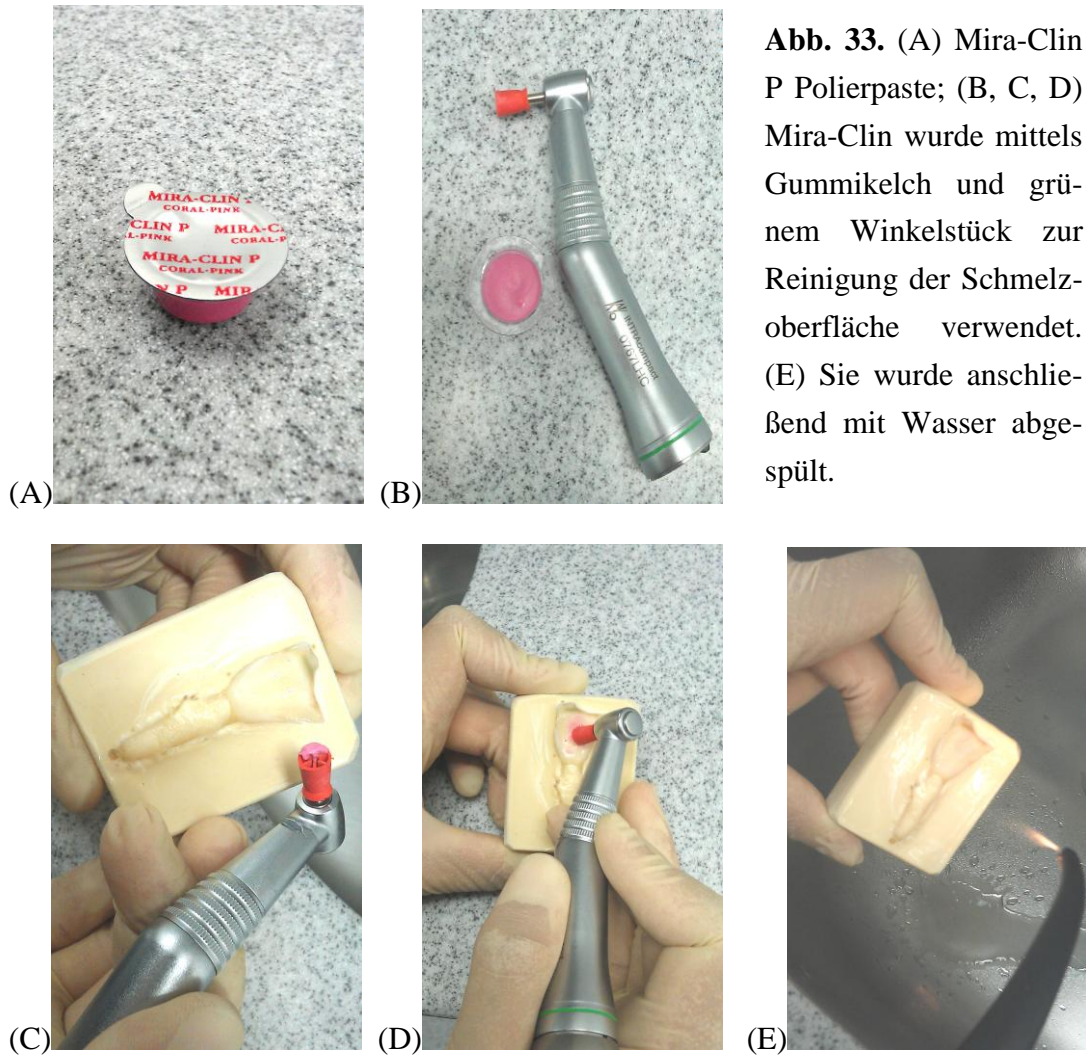
Vorhandene scharfe Kanten an den Blöckchen wurden mit einer Fräse und einem Winkelstück gebrochen. Schließlich erfolgte noch die Nummerierung der Prüfkörper in aufsteigender Zahlenfolge von 1 bis 90. Diese machte eine Identifikation jederzeit möglich.

Als Zwischenlagerungsmedium nutzten wir destilliertes Wasser. Die Aufbewahrung erfolgte in einem verschlossenen Eimer.

#### **3.2.4 Bracketapplikation auf der Zahnoberfläche**

Die für die Bracketapplikation vorgesehene Fläche wurde entsprechend der Gebrauchsanweisung der verwendeten Adhäsivsysteme wie folgt vorbereitet (Abb. 33):

Nach der Reinigung der linguale Schmelzbezirke der einzelnen Prüfkörper mittels fluoridfreier Polierpaste und Gummikelch bei niedriger Umdrehungszahl (3000 U/min) für 60 s wurde die Zahnoberfläche zuerst mit Wasserspray abgespült und anschließend mittels öl- und feuchtigkeitsfreier Luft getrocknet. Als Polierpaste fand Mira Clin P (Multident, Arsens Dental Company, Deutschland) Anwendung.



**Abb. 33.** (A) Mira-Clin P Polierpaste; (B, C, D) Mira-Clin wurde mittels Gummikelch und grünem Winkelstück zur Reinigung der Schmelzoberfläche verwendet. (E) Sie wurde anschließend mit Wasser abgespült.

Im nächsten Schritt wurden randomisiert in neun Gruppen à zehn Zähnen die zu testenden Adhäsivsysteme auf die Zähne bzw. die In-Ovation<sup>®</sup>L-Brackets der Firma Gac Dentsply aufgetragen. Nachstehende Tabelle (Tab. 15) liefert einen Überblick über die Verarbeitung der einzelnen Adhäsivsysteme und Komposite in den jeweiligen Gruppen. Die Herstellerangaben wurden dabei strikt befolgt.

**Tab. 15.** Adhäsivsysteme dieser Studie und deren Anwendung, den Angaben des jeweiligen Herstellers entsprechend.

Probennummer	Verarbeitung
1 - 10 <b>i Bond Etch 20 Gel</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Trocknen der Prüfkörper mit öl- und feuchtigkeitsfreier Luft</li> <li>- Auftragen des Ätzgels auf die <u>Schmelzoberfläche</u> (Einwirkzeit mindestens 15 s, höchstens <u>20 s</u>)</li> <li>- i Bond Etch wird 20 s vollständig und gründlich mit Wasserspray absprüht</li> <li>- Erneutes Trocknen mit öl- und feuchtigkeitsfreier Luft</li> </ul> <p><u>Kontrolle:</u> Erfolgreiches Konditionieren anhand der kreidig, weißen Veränderung der Schmelzoberfläche erkennbar!</p> <p><u>Cave:</u> Kontamination der Zahnoberfläche vermeiden!</p>
<b>Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Transbond XT Primer mit Hilfe eines Püschels dünn und gleichmäßig auf die Schmelzoberfläche auftragen und anschließend mit einem Luftbläser vorsichtig verblasen</li> <li>- Schicht 15 s mit einer Polymerisationslampe lichthärten.</li> </ul> <p><u>Cave:</u> Kontakt der zu beklebenden Fläche mit fett- oder ölhaltigen sowie feuchtigkeitsspendenden Präparaten vermeiden!</p>
<b>Transbond XT Adhesive Paste</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Eine kleine Menge Komposit auf die Bracketbasis aufbringen</li> <li>- Nach Positionieren des Brackets und Überschussentfernung, Kunststoff bei Metallbrackets je 10 s von mesial und 10 s von distal härten (Den Lichtleiter bei Metallbrackets 2 - 3 mm oberhalb des interproximalen Kontaktes richten)</li> </ul>
11 - 20 <b>Transbond Plus Self Etching Primer</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Den Prüfkörper nach der Reinigung mit Hilfe von Polierpaste abspülen und überschüssiges Wasser entfernen (Zahnoberfläche aber nicht vollständig trocknen!)</li> <li>- Den Einmalapplikator, wie vom Hersteller angegeben, aktivieren (<u>Kontrolle:</u> Die Flüssigkeit muss eine hellgelbe Farbe aufweisen!)</li> <li>- Die Flüssigkeit mittels Applikator auf die Zahnoberfläche auftragen und 3 - 5 s auf dem Schmelz verreiben</li> <li>- Den Zahn 1 - 2 s mit einem sanften öl- und flüssigkeitsfreien Luftstrahl trocknen</li> </ul>
<b>Transbond XT Adhesive Paste</b>	s.o.

Fortsetzung S.81.

21 - 30 <b>i Bond Etch 20 Gel</b>	s.o.
<b>Transbond MIP</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Den Primer mittels Püschel großzügig auf die vorgeätzte Schmelzoberfläche applizieren und 3 s verreiben</li> <li>- Primerstelle 2 - 5 s mit trockener, ölfreier Luft leicht anblasen</li> </ul>
<b>Transbond XT Adhesive Paste</b>	s.o.
31 - 40 <b>i Bond Etch 20 Gel</b>	s.o.
<b>Unite Adhesive Primer</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Auf die nach dem Ätzen getrocknete Zahnoberfläche und auf die Bracketbasis eine dünne, gleichmäßige Schicht Primer auftragen und verblasen</li> </ul>
<b>Unite Bonding Adhesive</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Eine geringe Menge Komposit auf die mit Primer vorbereitete Bracketbasis auftragen</li> <li>- Das Bracket auf den Zahn aufsetzen und innerhalb von 20 s ausrichten</li> <li>- Den überschüssigen Kunststoff entfernen (dabei soll das Bracket nicht bewegt werden!)</li> <li>- Bracket 5 - 10 s in Endposition halten</li> <li>- Aushärtezeit: 4 min</li> </ul> <p><b>CAVE:</b> Keine Lichtapplikation nötig (chemisch härtendes Komposit!)</p>
41 - 50 <b>Ortho Conditioner</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Den Conditioner nach Vorbereitung des Zahnes mittels eines Applikators für 20 s auf die zu beklebende Zahnoberfläche geben</li> <li>- Gründliches Abspülen mit Wasser</li> <li>- Die Zahnoberfläche sanft Trockenblasen (Nicht vollständig trocknen! Eine feuchte Oberfläche ist obligat!)</li> </ul> <p><b>Kontrolle:</b> Vorbereitete Flächen erscheinen feucht (glänzend)!</p>
<b>GC Fuji Ortho LC Capsule</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Das vom Hersteller vorgegebene Mischungsverhältnis beachten (1 Dosierlöffel Pulver; 2 Tropfen Flüssigkeit) (Verarbeitungszeit: ca. 3 min)</li> <li>- Die Bracketbasis komplett mit dem angemischten Zement bedecken, das Bracket auf dem Zahn positionieren und gegen die Zahnoberfläche pressen</li> <li>- Den überschüssigen Zement mit einer Sonde entfernen und das Bracket erneut anpressen</li> <li>- Den Zement mit geeignetem Lichtgerät von okklusal, mesial, distal und gingival je 10 s lichthärten</li> </ul>

Fortsetzung S.82.

51 - 60 <b>Sure Ortho Etch</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Die Zahnoberfläche 20 s mit dem Ätzelgel vorbehandeln</li> <li>- Anschließend spülen und trocknen</li> </ul>
<b>Sure Ortho Light Bond Sealant</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Eine dünne, gleichmäßige Schicht Sealant auf die geätzte Zahnoberfläche aufbringen</li> <li>- Schicht 20 s lighthärten (Sealant davor vorsichtig mit Luftstrom verteilen!)</li> </ul>
<b>Sure Ortho Light Bond Adhesive</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Eine geringe Menge Komposit auf die Bracketbasis geben und Bracket auf den Zahn drücken  (Endgültige Bracketanpassung innerhalb von 60 s möglich, bevor die Aushärtung des Komposits bedingt durch Umgebungslicht beginnt!)</li> <li>- Die Zahnoberfläche je 20 s von zwei Seiten mit Licht aushärten</li> </ul>
61 - 70 <b>Light Bond Etching Agent</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Das Ätzmittel auf die zu beklebende Zahnfläche auf tupfen und 30 s einwirken lassen</li> <li>- Die Zähne 20 s mit viel Wasser spülen und gründlich trocknen</li> </ul>
<b>Light Bond 3cc Light Cure Sealant Resin</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Eine dünne Schicht Primer mittels Applikator auf die vorgeätzte Zahnoberfläche auftragen</li> <li>- Schicht 10 s lighthärten</li> </ul> <p>(Ggf. kann, um die Klebkraft zu erhöhen, eine dünne Schicht Sealant auf die Bracketbasis aufgetragen werden!)</p>
<b>Light Bond Light Cure Adhesive Paste</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Den Kunststoff auf die Bracketbasis auftragen und in die Retentionen einarbeiten</li> <li>- Das Bracket auf den Zahn platzieren und fest andrücken</li> <li>- Das Komposit je 20 s von okklusal und von zervikal mit Licht aushärten</li> </ul>
71 - 80 <b>i Bond Etch 20 Gel</b>	s.o.
<b>Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer</b>	s.o.
<b>Transbond Supreme LV</b>	Vgl. dazu Transbond XT Adhesive Paste

Fortsetzung S.83.

81 - 90 <b>i Bond Etch 20 Gel</b>	s.o.
<b>Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer</b>	s.o.
<b>Blugloo Two-Way Color-Change Adhesive</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Eine geringe Menge Haftmaterial auf die Bracketbasis auftragen und Bracket auf der Zahnoberfläche platzieren</li> <li>• Das Bracket in Position bringen und fest andrücken</li> <li>• Den überschüssigen Kunststoff (primär erkennbar an blauer Farbe) entfernen</li> <li>• Das Komposit 20 s härten (Licht aus möglichst vielen Richtungen kommen lassen)</li> </ul>

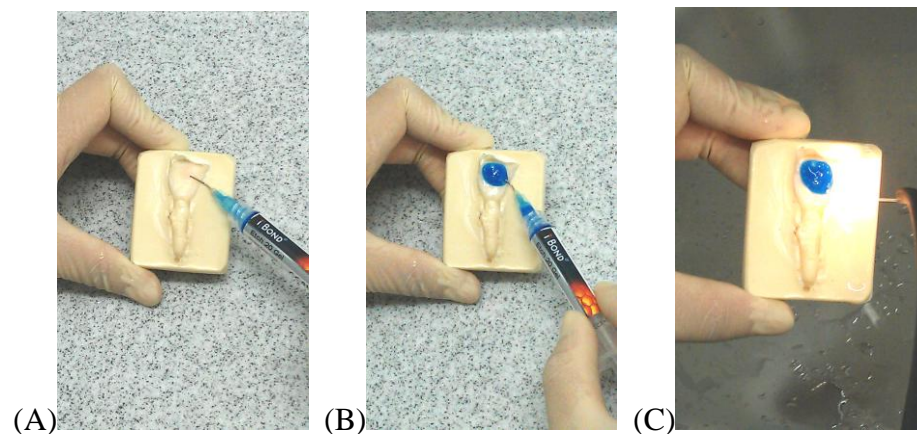
Unter Berücksichtigung der genannten Verfahrensweisen bei der Anwendung der einzelnen Adhäsivsysteme wurden die Brackets nun mit einer herkömmlichen zahnärztlichen Pinzette (anstelle einer Setzpinzette) aus der Verpackung genommen, die Bracketbasis mit Alkohol gereinigt, getrocknet und anschließend mit dem entsprechenden Komposit in angemessener, möglichst geringer Dosis beschichtet und zügig im Rahmen der direkten Bracketapplikation in richtiger Position (Bracket Schlitz senkrecht zur Zahnlängsachse) auf der lingualen Schmelzoberfläche positioniert. Ziel war dabei, eine gleichmäßige Schichtstärke des Kunststoffs zu erzeugen. Während des Klebevorgangs wurde aufgrund der Lichtempfindlichkeit des Komposits darauf geachtet, eine direkte Belichtung zu vermeiden. Überschüssiger Kunststoff wurde im Anschluss mit einer Sonde bzw. einem Heidemannspatel entfernt, sodass die Fläche der adhäsiven Verbindung stets der Größe der Bracketbasis entsprach. Dabei sollte eine Veränderung der Bracketposition vermieden werden, da dies zu einer Störung der Polymerisation und ergo zu verminderten Haftwerten führen kann (Silverman et al., 1995). Schlussendlich erfolgte bei all den lichthärtenden Kompositen der endgültige Aushärteprozess mittels der Polymerisationslampe Ortholux XT Visible Curing Light (3M Unitek, Monrovia, CA, USA), wobei die Angaben des Herstellers eingehalten wurden.

Die Lichtintensität dieser konventionellen Halogenlampe beträgt  $640 \text{ mW/cm}^2$ , das emittierte Licht weist eine Wellenlänge von 400 bis 500 nm auf. Ihr Lichtleiter hat einen Durchmesser von 8 mm. Metallbrackets benötigen dabei eine Belichtungszeit von

insgesamt 20 s, jeweils 10 s von mesial und 10 s von distal. Sie wurde speziell für die Polymerisation von kieferorthopädischen Verbundwerkstoffen konzipiert.

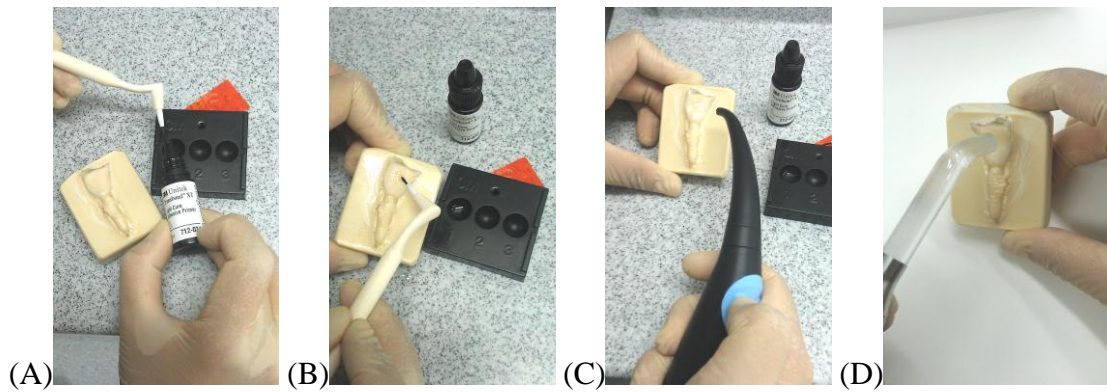
Der vollständige Prüfkörper ist in Abbildung 38<sub>H</sub> dargestellt. Von konstanten Rahmenbedingungen und somit einer einheitlichen Qualität kann nur zum Teil gesprochen werden, da die Bracketapplikation durch zwei Personen erfolgte. Dies schließt allerdings die Tatsache ein, dass in vivo auch unterschiedliche Behandler mit diesen Materialien praktizieren und es somit auch bei Berücksichtigung der Herstellerangaben immer zu kleineren Abweichungen kommen kann.

Die folgenden Abbildungen (Abb. 34, 35 sowie 36) fassen noch einmal die einzelnen Schritte der Bracketfixierung anhand der beispielhaften Verwendung von i Bond (Ätzelgel), Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer und Transbond XT (Befestigungskomposit) zusammen.



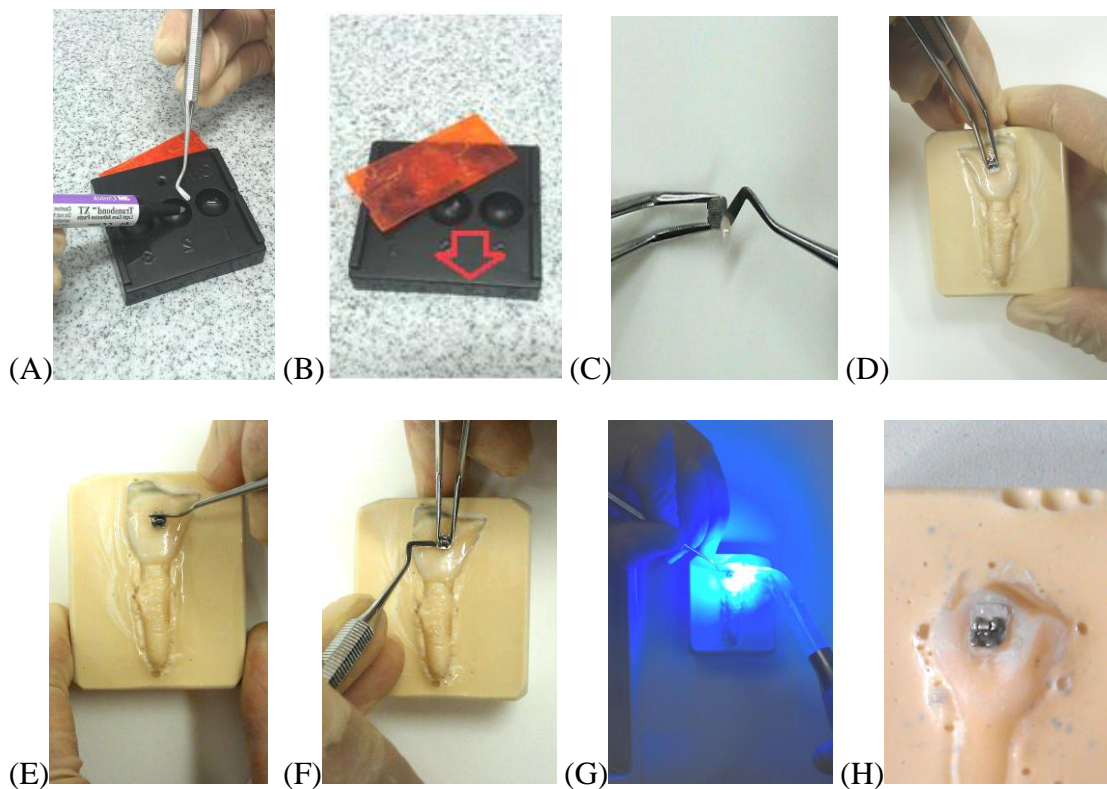
**Abb. 34.** Der Ätzzvorgang.

- (A) i Bond Etch;
- (B) Applikation des Ätzelgels auf den Schmelz der zu beklebenden Zahnoberfläche (Einwirkzeit: 20 s);
- (C) Die Zahnoberfläche wird 20 s gründlich mit Wasserspray gereinigt.



**Abb. 35.** Die Anwendung von Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer.

- (A) Applikation einer geringen Menge Primer in den Mixblock;
- (B) Auftragen einer dünnen, gleichmäßigen Schicht Primer auf die vorkonditionierte Schmelzoberfläche mittels Applikator;
- (C) Den Primer kurz mit trockener, ölfreier Luft verblasen;
- (D) Diese Schicht 15 s lichthärten.



**Abb. 36.** Die Anwendung von Transbond XT und die Bracketfixierung.

- (A) Applikation einer geringen Menge Befestigungskomposit in den Mixblock;
- (B) Mixblock während der folgenden Arbeitsschritte mit einem lichtdichten Plättchen bedecken, um den Kunststoff vor Tageslicht zu schützen;

Fortsetzung S.87.

- (C) Beschichten der Bracketbasis mit einer geringen Menge Komposit;
- (D) Positionieren des Brackets im Rahmen des direkten Klebevorgangs;
- (E) Festdrücken des Brackets mit Hilfe eines Heidemannspatels mit dem Ziel, eine dünne, gleichmäßige Kunststoffschicht zu erzielen;
- (F) Entfernen von überschüssigem Komposit mittels Heidemannspatel und zahnärztlicher Sonde;
- (G) Fertiger, mit Bracket versehener Prüfkörper.

### **3.2.5 Lagerung in destilliertem Wasser**

Nach der Bracketbefestigung wurden die Prüfkörper bis zur Durchführung der Abscherversuche erneut in destilliertem Wasser gelagert. Dieses ist als Simulations- und neutrales Speicher- bzw. Aufbewahrungsmedium, v.a. zur Nachahmung der oralen Bedingungen, geeignet.

### **3.2.6 Universalprüfmaschinen**

Die Abscherversuche wurden an einer standardisierten, computergesteuerten Material- bzw. Universalprüfmaschine durchgeführt (Zweisäulenprüfsystem 5965 der Firma Intron).

Derartige Prüfmaschinen finden in den unterschiedlichsten Branchen Anwendung. So kommen sie z.B. bei der Prüfung von Kunststoffen, Metallen, Verbundwerkstoffen, aber auch Elastomeren zum Einsatz.

Die Universalprüfmaschine dient in dieser Studie der Bestimmung von Spannungs-Dehnungs-Diagrammen, die sich aus den Positions- und den Kraftwerten ableiten lassen.

Bezüglich des Aufbaus lässt sich als Kernstück der Prüfvorrichtung der hochempfindliche Kraftsensor definieren, der die Verformung (über einen Dehnungssensor) unter einer einwirkenden Kraft (mit einem Kraftaufnehmer, der gemäß den Genauigkeitsklassen nach ISO 7500-1 einen sehr großen Messbereich besitzt) misst.

Die Verformung der Kraftsensor-Geometrie wird dabei anhand von Dehnmessstreifen in eine Veränderung des elektrischen Widerstands umgewandelt, welcher wiederum zu einer analogen Ausgangsspannung proportional ist, wobei letztere ein Analog-Digital-

Wandler erfasst und an einem Computer bildlich darstellt und speichert. Somit wird die Kraft nicht direkt gemessen, sondern aus der Verformung des Kraftsensors abgeleitet.

Der Kraftaufnehmer ist meist, wie auch in dieser Studie, auf einer fahrbaren Traverse, d.h. einem mechanischen Träger, positioniert, deren Steuerung über einen Rechner erfolgt. Der dabei zur Anwendung kommende Antriebsmotor ermöglicht mit seiner sehr präzisen Lagemessung Positionen im Bereich von wenigen Mikrometern.

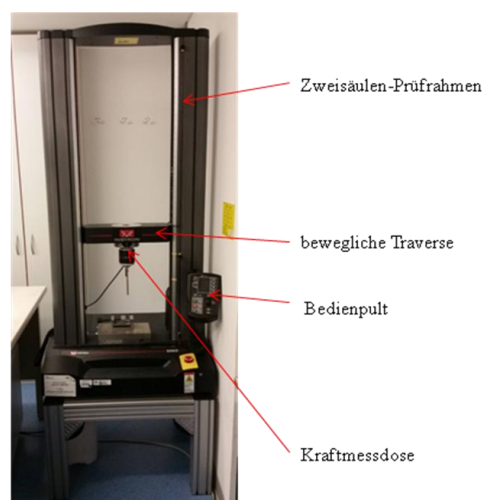
Der Prüfrahmen der Maschine und die Traverse sind für Untersuchungen im mittleren Kraftbereich von 50 kN ausgelegt. Der Traversengeschwindigkeitsbereich erstreckt sich dabei von 0,001 bis 3000 mm/min. Die vorhandenen hochmodernen und hochpräzisen Messverstärker verfügen über eine Kraftmessgenauigkeit von +/- 0,5 % des Anzeigewerts bis 1/500 der Kraftaufnehmernennkraft bei einer Datenerfassungsrate von bis zu 1 kHz, d.h. es wird ein Messwert pro ms erzeugt.

Die Steuerung der Maschine und die Auswertung der Messdaten erfolgten mittels der Software Bluehill 2 der Firma Instron.

### 3.2.7 Messung der Haftwerte mit der Universalprüfmaschine

#### 3.2.7.1 Versuchsaufbau

Die nachfolgende Abbildung (Abb. 37) liefert einen groben Überblick über den Aufbau der verwendeten Prüfmaschine. Genauere Erläuterungen dazu erfolgen im Abschnitt 3.2.7.2.



**Abb. 37.** Die wichtigsten Bestandteile der Prüfmaschine 5965 der Firma Instron (Instron Structural Testing GmbH, Darmstadt, Deutschland).

### 3.2.7.2 Versuchsdurchführung

Jeder einzelne der 90 Prüfkörper wurde nach einer Woche Flüssigkeitslagerung in destilliertem Wasser aus dem Aufbewahrungsgefäß entnommen, getrocknet und einem Abscherversuch unterzogen. Dabei kam die bereits erwähnte, elektronisch gesteuerte Universalprüfmaschine 5965 der Firma Instron zum Einsatz.

Den in Harz eingebetteten Zahn spannten wir dabei so in die Prüfmaschine ein, dass seine Inzisalkante nach oben zeigte und das Bracket und somit die zu prüfende Verbundfläche parallel zu der in gingival-okklusaler Richtung wirkenden Kraft gerichtet war. Außerdem musste der Abscherkeil möglichst nah an der Lingualfläche ansetzen und die gesamte Breite des Brackets gleichmäßig belasten. Vorkontakte zwischen Abscherklinge und Bracket galt es zu vermeiden.

Um die Ausrichtung zu erleichtern, besitzt diese Prüfmaschine einen Schraubstock, der die Positionierung des Prüfkörpers in der Horizontalebene vereinfacht. An der Maschine finden sich zudem für Schnellverstellungen der Traverse ein Auf- und Ab-Knopf, wohingegen für ein langsames, feinfühliges Verfahren ein Feinjustierungsrad vorhanden ist, das durch Drehen betätigt werden kann.

Nach dem Ausrichten und Einspannen des Prüfkörpers in einer entsprechenden Halterung, wurde der Metallkeil über das Bracket so an die zu prüfende Verbundfläche geschoben, dass er sehr nahe an dieser Fläche und parallel zur Abscherrichtung positioniert war.

Nur durch eine annähernd gleiche Ausrichtung der Bracketbasis zur Abschervorrichtung lassen sich einigermaßen reproduzierbare Ergebnisse erreichen.

Nachdem diese Kriterien erfüllt und sowohl der Lastabgleich als auch die Messlänge zurückgesetzt waren, d.h. die Messgrößen für Last und Weg bei Null lagen, wurde der Abscherversuch gestartet.

Die Abscherprüfung wurde stoßfrei und mit einer gleichbleibenden Traversen- und somit Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min durchgeführt. Dieser Wert liegt nach ISO 11405/2003 im Rahmen der empfohlenen Standardbelastung von 0,75 +/- 0,30 mm/min. Mit zunehmendem Vorschub des Metallkeils nahm auch die auf

das Komposit wirkende Kraft kontinuierlich zu bis es zum Versagen der Verbunds Schmelz-Adhäsiv-Bracket und infolgedessen dem Abspringen des Befestigungselements kam. Das Abscheren des Brackets war durch einen plötzlichen Kraftabfall (> 30 %) und ein entsprechendes Knackgeräusch erkennbar. Die Prüfung stoppte aufgrund dessen automatisch. Abschließend wurde der Prüfkörper aus der Vorrichtung entfernt.

Diese Vorgehensweise erfolgte bei jedem weiteren Prüfkörper auf die soeben beschriebene Art und Weise. Tabelle 16 zeigt einen zusammenfassenden Überblick über die Einstellungen, die an der Prüfmaschine vorgenommen wurden.

**Tab. 16.** Einstellungen an der Universalprüfmaschine.

Einstellung	Einheit	Wert
Traversengeschwindigkeit	[mm/min]	~0,5
Abtasterintervall	[s]	0,05
Messdose/ max. Last	[N]	500
Krafterfassungsintervall	[kN]	0,002

### 3.2.8 Experimentelle Auswertung

#### 3.2.8.1 Verbundfestigkeitswerte

Der Abschervorgang wurde als Kraft-Weg-Diagramm dokumentiert. Die resultierenden Kräfte, die zum Abscheren des Brackets führten, wurden von der Prüfmaschine in Newton [N] gemessen und notiert.

Die nötige Bruchkraft ist allgemein erreicht – und auch daran ersichtlich –, wenn der Anstieg der Kraftänderungskurve abrupt um 30 % abfällt.

Um die Ergebnisse besser mit denen anderer Studien vergleichen zu können, bietet sich die Einheit MPa an (Azezullah, 2006), zu der man über folgende Formel gelangt:

$$\text{Haftkraft} = \frac{\text{Kraft}}{\text{Bracketbasisfläche}} \quad [\text{MPa}] = \frac{[\text{N}]}{[\text{mm}^2]}$$

Die Größe der Bracketbasis der In-Ovation® L-Brackets beträgt laut Herstellerangaben 21,14 mm<sup>2</sup> (Länge: 6,6 mm; Breite: 3,2 mm; gemessen mit einer kieferorthopädischen Schieblehre).

Der Auswertung und Analyse der Abscherversuche diente die Materialsoftware Bluehill 2.

### 3.2.8.2 ARI – Score: Analyse der Bruchstelle

Nach der Abscherprüfung blieben sowohl auf der Bracketbasis als auch auf dem Zahn Adhäsivreste zurück, sodass die Schmelzoberflächen unter dem Lichtmikroskop auf die Restkompositmenge hin untersucht wurden.

Die Auswertung und somit Ermittlung der Bruchstelle erfolgte mit Hilfe des Adhesive Remnant Index (ARI). Dieser lässt sich in fünf Grade unterteilen, welche nachfolgender Tabelle entnommen werden können (Tab. 17).

**Tab. 17.** Definition der ARI-Grade nach S. E. Bishara et al. (1997a).

ARI	Grad 1	100 % Adhäsiv verbleiben auf der Schmelzoberfläche
	Grad 2	Mehr als 90 % verbleiben auf der Zahnoberfläche
	Grad 3	Mehr als 10 % und weniger als 90 % Restadhäsiv
	Grad 4	Weniger als 10 % auf dem Zahn
	Grad 5	0 % und somit kein Adhäsiv auf dem Zahn

Um die Analyse der Bruchstelle und damit die Einteilung in den entsprechenden ARI-Grad besser vornehmen zu können, erfolgte die Untersuchung an den Prüfkörpern lichtmikroskopisch bei 20facher Vergrößerung unter Zuhilfenahme eines Stereomikroskops der Firma Bresser. Die Betrachtung und anschließende Einteilung in die entsprechenden ARI-Gruppen nahm eine Person vor. Die visuell bestimmten Ergebnisse wurden anschließend in einer Tabelle des Programms Excel der Firma Microsoft Corporation (Redmond, WA, USA) festgehalten.

### 3.2.9 Statistische Datenanalyse

Die statistische Datenanalyse dient allgemein dazu, Massenvorgänge zahlenmäßig zu erfassen und zu analysieren, um Regelmäßigkeiten zu erkennen.

### 3.2.9.1 Deskriptive Statistik

Nach der Aufzeichnung aller Daten und Übertragung dieser in eine Excel-Tabelle, erfolgte im Rahmen der statistischen Auswertung die graphische Überführung der resultierenden Werte in ein Kraft-Dehnungs-Diagramm. Die Materialsoftware Bluehill 2 lieferte zudem aus dem Maximum der Druckkraft der einzelnen Prüfkörper, das jeweils in Newton [N] angegeben wurde, entsprechende Werte bezüglich des Mittelwertes und der Standardabweichung für das jeweilige Adhäsivsystem. Anhand dieser Messdaten, die für die statische Auswertung aus dem Ergebnisprotokoll in eine separate Excel-Datei übertragen wurden, erfolgte nun die Umwandlung entsprechender Haftwerte mittels der Bracketbasisgröße (21,14 mm<sup>2</sup>) in MPa (N/mm<sup>2</sup>), um als Vergleichsgröße fungieren zu können. Diese Werte hielten wir ebenfalls tabellarisch fest. Alle ermittelten Daten wurden zur Analyse und graphischen Darstellung an einen Statistiker weitergeleitet, der mit dem Statistikprogramm SPSS 17 arbeitete.

### 3.2.9.2 Statistische Auswertung der Messreihen

Zunächst wurden die Untersuchungsergebnisse aller Versuchsgruppen (90 Prüfkörper) mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests (Bühl, 2000; Martens, 2003) auf Normalverteilung untersucht. Dabei wurde anhand der Mittelwerte und Standardabweichung der einzelnen Messungen die Wahrscheinlichkeit berechnet, dass die vorliegenden Messwerte in einer normalverteilten Stichprobe liegen.

Im Falle einer Normalverteilung ( $p > 0,05$ ) wurde der parametrische Test für unabhängige Stichproben (One-Way Varianzanalyse: ANOVA) herangezogen, um eventuell vorhandene signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsreihen zu ermitteln und anhand dessen die Messwerte bezüglich der Haftkraft auszuwerten. Andernfalls, d.h. bei einer zu großen Differenz zwischen idealerweise normalverteilten Größen und den vorliegenden Werten (Kolmogorov-Smirnov-Test:  $p < 0,05$ ), würde die Hypothese einer Normalverteilung abgelehnt werden und als nichtparametrisches Äquivalent für die vorliegenden unabhängigen Stichproben der Mann-Whitney-U-Test Anwendung finden. Wie zu einem späteren Zeitpunkt ersichtlich wird, betrifft dieser Fall jedoch nicht diese Studie.

Um die Varianzhomogenität zu überprüfen, fand ein Levene-Test Anwendung (Brosius, 1998; Reinboth, 2006). Eine solche Homogenität besteht bei einer Signifikanz von  $p > 0,05$ .

Dem Levene-Test schloss sich im Rahmen der weiteren statistischen Analyse als Post-hoc-Test der Test nach Tukey (Rasch et al., 2006) an, der homogene Untergruppen aufzudecken vermag.

Hinsichtlich der Auswertung der ARI-Werte bedienten wir uns ebenfalls der One-Way ANOVA, um gegebenenfalls signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen zu ermitteln. Die Überprüfung der Varianzhomogenität erfolgte anhand des Levene-Tests. Der Tukey-Test fand erneut Anwendung, um, falls vorhanden, homogene Gruppen aufzudecken.

Als allgemeine Signifikanzschwelle wurde  $\alpha = 0,05$  festgelegt (Korbmacher et al., 2002; Göbel, 2003).

Um abschließend zu überprüfen, ob ein Zusammenhang zwischen der Haftkraft und dem ARI-Score besteht, wurde der Rangkorrelationskoeffizient Kendalls Tau herangezogen.

Die Veranschaulichung der Ergebnisse erfolgte graphisch durch Box-Whisker-Plots, auch Boxplots genannt, bzw. durch Balkendiagramme (Abb. 38).

Diese sogenannten Boxplots stellen graphisch die Lage und Verteilung der Messwerte dar und sind primär für die Veranschaulichung von normalverteilten Daten geeignet. Ausreißer würden die Interpretation von Mittelwert und Standardabweichung erschweren.



**Abb. 38.** Boxplots.

- (A) Schematische Veranschaulichung über die in einem Boxplot enthaltenen Informationen;
- (B) Leseanleitung eines Boxplots: Zusammenhang zwischen den auf einer Kurve befindlichen Messwerten und einem Boxplot.

Der Vorteil dieser Boxplots gegenüber einer alleinigen Darstellung der Messwerte in Form von „Säulen“, gegebenenfalls unter Berücksichtigung ihrer Standardabweichung, liegt darin, dass es bei der zuletzt genannten Variante dazu kommen kann, dass keine Unterschiede zwischen den Messreihen aufgedeckt werden können.

## 4 Ergebnisse

Tabelle 18 zeigt eine komplette Auflistung aller Messwerte. Bei den Prüfkörpern mit den Ziffern 2, 7, 32, 33, 34, 35, 36, 48, 54, 59, 76, 77 sowie 80 war es aufgrund unterschiedlicher Ursachen nicht möglich, eine Abschermessung durchzuführen und infolgedessen zu repräsentativen Haftwerten zu gelangen bzw. eine Beurteilung der Schmelzfläche in Form des ARI-Scores durchzuführen. Deswegen wurden die soeben genannten Proben nicht in die folgenden Auswertungen und statistischen Analysen mit einbezogen.

**Tab. 18.** Ergebnisse der Haftkraftuntersuchung: Restadhäsivverbleib, SBS und Druckkraft unter Verwendung verschiedener Adhäsivsysteme.

Gruppe	Prüfkörper-Nummer	Restadhäsivverbleib [%]	SBS [MPa]	Druckkraft [N]	Bracketbasisfläche [mm <sup>2</sup> ]
J	101	0	3,6509461	77,181	21,14
	102	-	-	-	-
	103	0	2,7839167	58,852	21,14
	104	80	1,708562	36,119	21,14
	105	30	1,7110218	36,171	21,14
	106	50	10,509555	222,172	21,14
	107	-	-	-	-
	108	5	1,4015137	29,628	21,14
	109	100	7,570246	160,035	21,14
	110	70	4,5633869	96,470	21,14
K	111	91	6,1955061	130,973	21,14
	112	30	6,1412015	129,825	21,14
	113	100	7,0275307	148,562	21,14
	114	0	2,4433775	51,653	21,14
	115	100	6,0054872	126,956	21,14
	116	45	2,4246452	51,257	21,14
	117	30	7,6451277	161,618	21,14
	118	0	4,4087985	93,202	21,14
	119	10	9,084106	192,038	21,14
	120	10	3,3617313	71,067	21,14

Fortsetzung von S.95.

L	121	70	6,1508988	130,030	21,14
	122	100	5,0938032	107,683	21,14
	123	91	6,0003311	126,847	21,14
	124	100	4,1460738	87,648	21,14
	125	100	3,1097446	65,740	21,14
	126	95	2,6130558	55,240	21,14
	127	5	4,2270577	89,360	21,14
	128	70	6,9177389	146,241	21,14
	129	100	3,4327815	72,569	21,14
	130	95	5,1862819	109,638	21,14
M	131	0	0,7892148	16,684	21,14
	132	-	-	-	-
	133	-	-	-	-
	134	-	-	-	-
	135	-	-	-	-
	136	-	-	-	-
	137	10	3,7263482	78,775	21,14
	138	0	1,967597	41,595	21,14
	139	40	7,3137181	154,612	21,14
	140	100	5,11707662	108,175	21,14
N	141	0	2,9985809	63,390	21,14
	142	0	1,4225166	30,072	21,14
	143	65	4,9288553	104,196	21,14
	144	0	7,3192999	154,730	21,14
	145	60	6,8030747	143,817	21,14
	146	85	3,5692053	75,453	21,14
	147	0	9,4445128	199,657	21,14
	148	-	-	-	-
	149	5	4,0325922	85,249	21,14
	150	10	0,8533113	18,039	21,14
O	151	100	2,0314096	42,944	21,14
	152	100	5,2036424	110,005	21,14
	153	100	8,3538316	176,600	21,14
	154	-	-	-	-
	155	90	3,3884579	71,632	21,14
	156	60	2,9078524	61,472	21,14
	157	60	3,7837275	79,988	21,14
	158	5	0,519158	10,975	21,14
	159	-	-	-	-
	160	50	4,8896405	103,367	21,14

Fortsetzung von S.96.

P	161	0	6,6736045	141,080	21,14
	162	0	1,8408704	38,916	21,14
	163	100	9,1720908	193,898	21,14
	164	100	4,5507096	96,202	21,14
	165	89	10,679234	225,759	21,14
	166	70	9,5264428	201,389	21,14
	167	80	3,2070482	67,797	21,14
	168	100	5,5176443	116,643	21,14
	169	100	1,4581362	30,825	21,14
	170	50	11,515752	243,4443	21,14
Q	171	100	1,081315	22,859	21,14
	172	100	5,3514598	113,151	21,14
	173	50	7,9684957	168,454	21,14
	174	100	2,9444182	62,245	21,14
	175	89	3,8821665	82,069	21,14
	176	-	-	-	-
	177	-	-	-	-
	178	75	7,2046831	152,307	21,14
	179	50	2,248912	47,542	21,14
	180	-	-	-	-
R	181	70	2,7550615	58,242	21,14
	182	100	7,580842	160,259	21,14
	183	20	5,5003311	116,277	21,14
	184	0	1,6736991	35,382	21,14
	185	100	9,4864238	200,543	21,14
	186	50	4,8392148	102,301	21,14
	187	80	2,6594607	56,221	21,14
	188	95	3,5650426	75,365	21,14
	189	100	0,4898297	10,355	21,14
	190	10	6,7642857	142,997	21,14

#### 4.1 Abschermessungen

Bei den Abscherversuchen wurde die Haftkraft sowie der ARI-Score bezüglich des Restadhäsivverbleibs auf der Zahnoberfläche von 90 bovinen Zähnen, aufgeteilt in neun Gruppen à zehn Zähnen, erfasst und miteinander verglichen. Trat beim Abschervorgang ein sofortiger Bruch zwischen Zahn und Komposit auf oder kam es zu einer anderen unerwünschten Komplikation, wurde der Prüfkörper von dieser Studie ausgeschlossen. Insgesamt fanden 77 repräsentative Einzelmessungen statt.

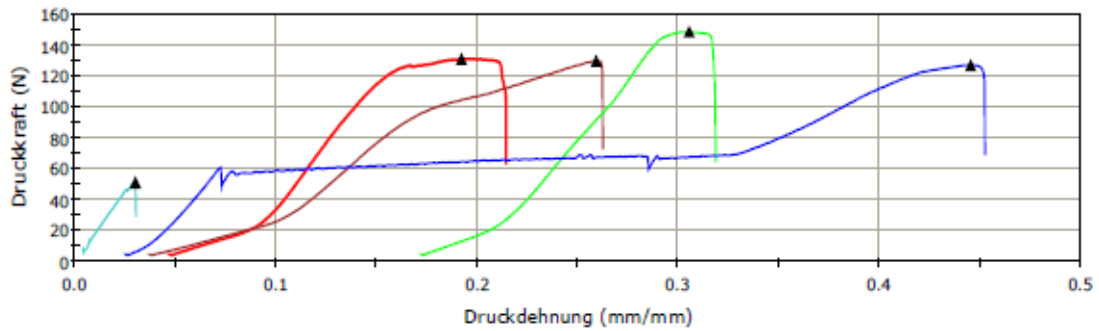
In diesem Abschnitt der Arbeit werden die Messwerte der verschiedenen Gruppen tabellarisch und, um die Häufigkeitsverteilung der einzelnen Gruppen besser miteinander vergleichen zu können, in Form von Boxplots und Balkendiagrammen dargestellt.

Es folgt erneut ein Überblick hinsichtlich der einzelnen Gruppen, um im weiterführenden Ergebnisteil ein besseres Verständnis zu gewährleisten (genauere Informationen hierzu liefern Kapitel 2.1.3.1.):

1. Gruppe J (Prüfkörper 1 bis 10): i Bond, Transbond XT Primer und Transbond XT Adhäsiv
2. Gruppe K (Prüfkörper 11 bis 20): Transbond Plus Self Etching Primer und Transbond XT Adhäsiv
3. Gruppe L (Prüfkörper 21 bis 30): i Bond, Transbond MIP und Transbond XT Adhäsiv
4. Gruppe M (Prüfkörper 31 bis 40): i Bond, Unite Primer und Unite Bonding Adhäsiv
5. Gruppe N (Prüfkörper 41 bis 50): GC Fuji Ortho LC-Adhäsivsystem
6. Gruppe O (Prüfkörper 51 bis 60): Sure Ortho Light Bond-Adhäsivsystem
7. Gruppe P (Prüfkörper 61 bis 70): Light Bond-Adhäsivsystem
8. Gruppe Q (Prüfkörper 71 bis 80): i Bond, Transbond XT Primer und Transbond Supreme LV
9. Gruppe R (Prüfkörper 81 bis 90): i Bond, Transbond XT Primer und Blugloo-Adhäsiv

#### **4.1.1 Haftkraftmessung der einzelnen Gruppen sowie der Vergleich untereinander**

Von jeder Bracket-Adhäsiv-Kombination wurden je zehn Prüfkörper in der Materialprüfmaschine abgeschert, die gemessenen Kräfte protokolliert und entsprechende Kraft-Dehnungs-Diagramme während des Abscherens erstellt. Abbildung 39 zeigt beispielhaft die Darstellung des Abschervorgangs von fünf Prüfkörpern einer beliebigen Gruppe.



**Abb. 39.** Graphische Darstellung der Messwerte am Beispiel von fünf Prüfkörpern (erkennbar an fünf verschiedenen Farben) aus der Gruppe K (Transbond XT SEP). Die auf die Basisfläche des In-Ovation<sup>®</sup>L-Brackets (21,14 mm<sup>2</sup>) einwirkende Kraft (y-Achse) wurde gegen die Dehnung, die der Adhäsivverbund bis zum Bruch vollzogen hat, aufgetragen. Die maximale Abscherkraft ist in dem Moment erreicht, in dem der Anstieg der Kraftänderungskurve schlagartig um mindestens 30 % abfällt (in diesem Diagramm ersichtlich durch die Markierung mit dem Symbol „▲“).

Anschließend erfolgte die Berechnung der Scherhaftfestigkeitswerte der einzelnen Prüfkörper der jeweiligen Bracket-Adhäsiv-Kombination.

Eine Zusammenstellung bezüglich Druckkraft- und Haftfestigkeitsmittelwerte sowie Standardabweichungen der verschiedenen Prüfgruppen liefert nachstehende Tabelle 19. Zum besseren Vergleich wurden zusätzlich noch Median, minimal und maximal ermittelte Werte in die diese mit aufgenommen.

**Tab. 19.** Tabellarische Darstellung der Mittelwerte bzgl. Druck- und Haftkraft sowie die Standardabweichungen in den einzelnen Gruppen.

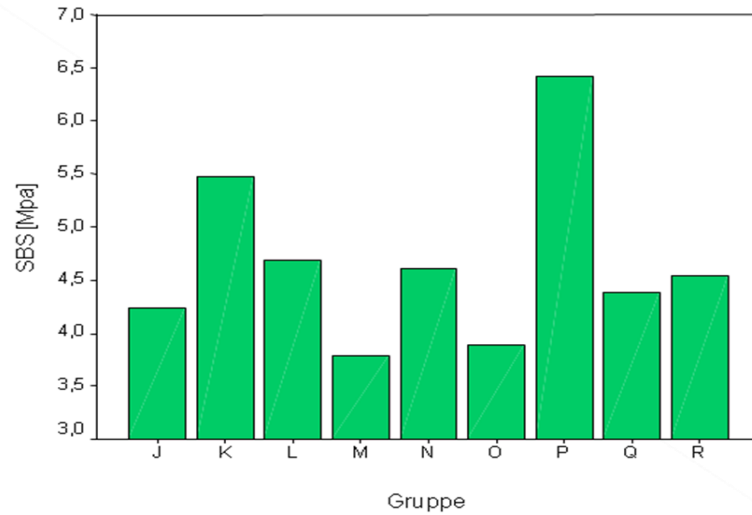
Gruppe	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
Anzahl der Proben pro Gruppe	8	10	10	5	9	8	10	7	10
Druckkraft [N] - Mittelwert	89,579	115,715	99,100	95,789	97,178	82,123	135,595	92,661	95,794
Bracketbasis-Fläche [mm <sup>2</sup> ]	21,14								
Haftkraft – Mittelwert [MPa]	4,237	5,474	4,688	3,783	4,597	3,885	6,414	4,383	4,531
Standardabweichung	3,2476	2,2482	1,4191	2,5743	2,8264	2,3511	3,6760	2,5669	2,8277

Wie aus der deskriptiven Statistik der Tabelle 19 ersichtlich ist, fielen die resultierenden Haftkräfte in dieser Studie eher gering aus. Nur die Prüfkörper der Gruppe P, also das Light Bond-Adhäsivsystem, erreichten mit einem Mittelwert von 6,414 MPa die höchsten Scherhaftfestigkeitswerte (der Maximalwert lag bei Betrachtung der Einzelwerte der Prüfkörper bei 11,516 MPa, wobei generell fünf der zehn untersuchten Proben Werte größer als 6,674 MPa aufwiesen), die in dem von Reynolds geforderten Intervall liegen. Transbond Plus SEP verfehlte die Untergrenze nur knapp. Alle anderen Systeme lagen weit unter der als obligat geltenden Mindestkraft für eine erfolgreiche Bracketapplikation. Das niedrigste Resultat mit durchschnittlich 3,783 MPa – und somit nicht einmal zwei Drittel der Haftkraft von Gruppe P – erzielte das Unite-Adhäsivsystem (Gruppe M) dicht gefolgt vom Sure Ortho Light Bond-Adhäsivsystem (Gruppe O) mit 3,885 MPa. In Anbetracht der Einzelmessungen zeigen sich keine Werte, die über die als kritisch betrachteten 14 MPa hinausgehen. Die höchste Abscherkraft bei Betrachtung der Einzelmessungen erzielte mit 11,516 MPa ein Prüfkörper des Light Bond-Adhäsivsystems.

Die statistische Analyse ergab für die konventionelle Säure-Ätz-Technik mit i Bond und anschließender Behandlung der Schmelzoberfläche mit Transbond XT Primer in den entsprechenden Gruppen (Gruppe J, Q und R) annähernd gleiche Werte (4,237 MPa; 4,383 MPa; 4,531 MPa). Dabei spielte es keine Rolle, ob bezüglich des Komposits Transbond XT Adhesiv, Transbond Supreme LV oder Blugloo eingesetzt wurde. Ergo weicht die Haftkraft nur um ca. 30 % vom Maximalwert, der durch das Light Bond-Adhäsivsystem erzielt werden konnte, ab und lässt eine Steigerung von 10 % gegenüber den Gruppen M und O feststellen.

Hinsichtlich des Einsatzes von selbstätzenden Primern (Gruppe K und N) kann man im Vergleich zu konventionellen Ätzmitteln festhalten, dass diese zwar nur in geringem Umfang, aber dennoch zu höheren Haftkräften führten (4,597 MPa; 5,474 MPa). Auch die durchschnittliche Haftkraft, die aus der Anwendung des feuchtigkeitsunempfindlichen Transbond MIP (Gruppe L) hervorgeht, findet sich mit einem Wert von 4,688 MPa ebenfalls in diesem Bereich wieder. Sie ist somit geringfügig größer als diejenige, die aus der Verwendung von i Bond in Kombination mit Transbond XT Primer entsteht.

Es folgt die schematische Darstellung (Abb. 40) der durchschnittlichen Mittelwerte der Haftprüfung. Dies ermöglicht einen anschaulichen Vergleich der einzelnen Gruppen untereinander.



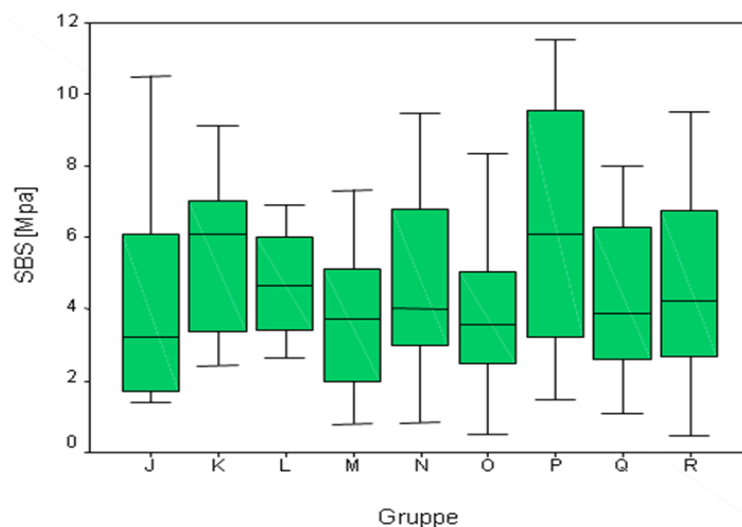
**Abb. 40.** Balkendiagramme zur Gegenüberstellung der Mittelwerte der Scherfestigkeitsbestimmung (y-Achse) der neun geprüften Adhäsivsysteme (x-Achse) innerhalb des Bracket-Adhäsiv-Verbundes.

Um die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte der verschiedenen Adhäsivsysteme zwischen Minimal- und Maximalwert besser darstellen zu können, wurden der Median, die zwei Extremwerte (Min./Max.) sowie die beiden Perzentile (25 bzw. 75 %) tabellarisch (Tab. 20) zusammengefasst und die Ergebnisse in Form von Boxplots-Diagrammen verbildlicht (Abb. 41).

Der Median wird oft bei der Darstellung der deskriptiven Ergebnisse zusätzlich angegeben, um die zentrale Tendenz der Haftkräfte resistenter gegen Messfehler abbilden zu können.

**Tab. 20.** Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte zwischen Minimal- und Maximalwert der verschiedenen Adhäsivsysteme.

Gruppe	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
<b>Minimum</b> [MPa]	1,401514	2,424645	2,613056	0,789215	0,853311	0,519158	1,458136	1,081315	0,489830
<b>25 %- Perzentil</b> [MPa]	1,709792	3,361731	3,432781	1,967597	2,998581	2,469631	3,207048	2,596665	2,659461
<b>Median</b> [MPa]	3,217432	6,073345	4,660431	3,726348	4,032592	3,586093	6,095625	3,828167	4,199482
<b>75 %- Perzentil</b> [MPa]	6,066817	7,027531	6,000331	5,117077	6,803057	5,046641	9,526443	6,278572	5,500331
<b>Maximum</b> [MPa]	10,50956	9,084106	6,917739	7,313718	9,444513	8,353832	11,51575	7,968496	9,486424
<b>Spannweite zwischen den Extremwerten</b> [MPa]	9,108046	6,659461	4,304683	6,524503	8,591202	7,834674	10,05761	6,887181	9,437441



**Abb. 41.** Graphische Darstellung der Scherhaftfestigkeit (y-Achse) der unterschiedlichen Adhäsivsysteme (x-Achse) in Form von Boxplot-Diagrammen. Aufgeführt wird jeweils der Median, das 25 %- und das 75 %-Perzentil sowie der Minimal- und Maximalwert.

Die Differenz zwischen den Extremwerten liefert die Spannweite, die ein Maß für die Breite des Streubereichs der Häufigkeitsverteilung ist. Je kleiner diese Spannweite ist, desto optimaler ist die Verteilung der Haftwerte. Somit ist mit einem Streubereich von 10,05761 MPa die Häufigkeitsverteilung in Gruppe P (Light Bond-Adhäsivsystem) am ungünstigsten. Dieser Wert ist signifikant größer als z.B. derjenige in Gruppe L (Trans-

bond MIP). Hier war die Verteilung zwischen Minimal- und Maximalwert mit einer Größe von 4,305 MPa optimal. Die Asymmetrie der Boxplots bezüglich der Position des Medians lässt eine Vermutung über die abweichende Lage des Medians vom Mittelwert anstellen. Dies wird in der anschließenden Tabelle (Tab. 21) durch konkrete Werte verdeutlicht.

**Tab. 21.** Darstellung der Differenz zwischen Mittelwert und Median.

Gruppe	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
Mittelwert [MPa]	4,237	5,474	4,688	3,783	4,597	3,885	6,414	4,383	4,531
Median [MPa]	3,217	6,073	4,660	3,726	4,033	3,586	6,096	3,828	4,199
Differenz [MPa]	1,020	0,599	0,028	0,057	0,564	0,299	0,318	0,555	0,332

Die größte Abweichung des Medians vom Mittelwert mit einem Wert von 1,020 MPa zeigt Gruppe J (Transbond XT Primer und Transbond XT Adhäsiv), was auch aus der Asymmetrie des entsprechenden Boxplots (Abb. 41) ersichtlich wird. Fast identisch sind Median und Mittelwert in der Gruppe L (Transbond MIP) bzw. M (Unite-Adhäsivsystem), bei denen die Differenz zwischen diesen beiden Werten mit 0,028 MPa bzw. 0,057 MPa außerordentlich klein ist, was wiederum an den annähernd symmetrisch aufgebauten Boxplots zu erkennen ist.

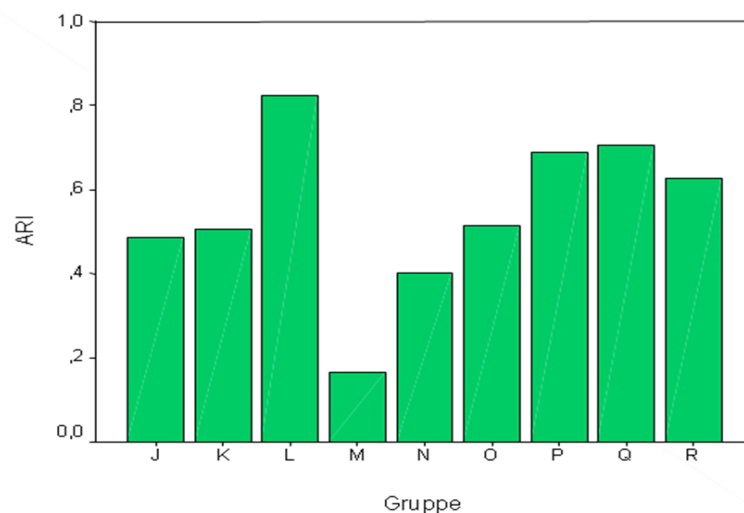
#### 4.1.2 ARI – Score: Mikroskopische Bewertung der Bruchfläche

Im Anschluss an die Bracketabscherversuche wurde mikroskopisch bestimmt, wieviel Restadhäsiv auf der Zahnoberfläche zurückgeblieben war. Anhand dessen erfolgte die Einteilung in die fünf ARI-Grade (siehe dazu 2.2.8.2.). Die Werte der einzelnen Prüfkörper sind Tabelle 22 zu entnehmen. Die Tabellen und Abbildungen in diesem Teil der Arbeit veranschaulichen den Kompositverbleib auf dem Zahn bzw. dem Bracket unter verschiedenen Gesichtspunkten. Einen Durchschnittswert der Menge an Restmaterial, ausgedrückt in ARI-Scores, der jeweiligen Gruppe veranschaulicht die nächste Tabelle (Tab. 22).

**Tab. 22.** Häufigkeitsverteilung der einzelnen ARI-Werte in den jeweiligen Gruppen, durchschnittlicher ARI und durchschnittlicher Verbleib von Restadhäsiv auf der Schmelzoberfläche nach dem Abschervvorgang (N = Anzahl der Prüfkörper in der jeweiligen Gruppe) .

ARI	N	1	2	3	4	5	Ø ARI	Ø Rest-adhäsiv [%]
Gruppe J	8	1x	-	4x	1x	2x	3,37	41,88
Gruppe K	10	2x	1x	3x	2x	2x	3,00	41,60
Gruppe L	10	4x	3x	2x	1x	-	2,00	82,60
Gruppe M	5	1x	-	1x	1x	2x	3,60	30,00
Gruppe N	9	-	-	3x	2x	4x	4,11	25,00
Gruppe O	8	3x	-	3x	2x	-	2,50	60,50
Gruppe P	10	4x	-	4x	-	2x	2,60	68,90
Gruppe Q	7	3x	-	4x	-	-	2,14	80,57
Gruppe R	10	3x	1x	4x	1x	1x	2,60	62,20

Die folgende Graphik dient der Darstellung, aber auch dem Vergleich, des durchschnittlichen ARI-Scores in den jeweiligen Gruppen, ausgedrückt in % (Abb. 42).



**Abb. 42.** Vergleichendes Schema: Durchschnittlicher Restadhäsivverbleib auf der Schmelzoberfläche in % (ARI) (y-Achse) in den jeweiligen Gruppen (x-Achse).

Auf der Zahnoberfläche der Prüfkörper der Gruppe L, bei denen Transbond MIP aufgetragen wurde, betrug die durchschnittliche Menge an verbleibendem Kunststoff nach dem Abschervvorgang 82,6 %, dicht gefolgt von Gruppe Q mit 80,6 %. Die Proben beider Gruppen wurden konventionell mit i Bond vorbehandelt und es blieb bei der Mehr-

heit der Proben über 50 % Komposit auf der Schmelzoberfläche zurück. 100 % Restadhäsiv auf dem Bracket konnte bei keinem der hier untersuchten Prüfkörper nachgewiesen werden.

Durchschnittlich 25 % Komposit auf dem Schmelz und somit 75 % auf dem Befestigungselement zeigten die Proben der Gruppe N. Bei den Prüfkörpern der Gruppe M war der Bruchlinienverlauf ebenfalls nahe der Schmelz-Adhäsivgrenze lokalisiert. Mit im Schnitt 30 % Restadhäsiv auf der Zahnoberfläche blieb nach dem Abschervorgang mehr Komposit auf der Bracketbasis zurück. Da beim einen Mal ein Ätzelgel, beim anderen ein selbstätzender Primer zum Einsatz kam, können keine Rückschlüsse hinsichtlich möglicher Vorteile der einen oder der anderen Technik gezogen werden.

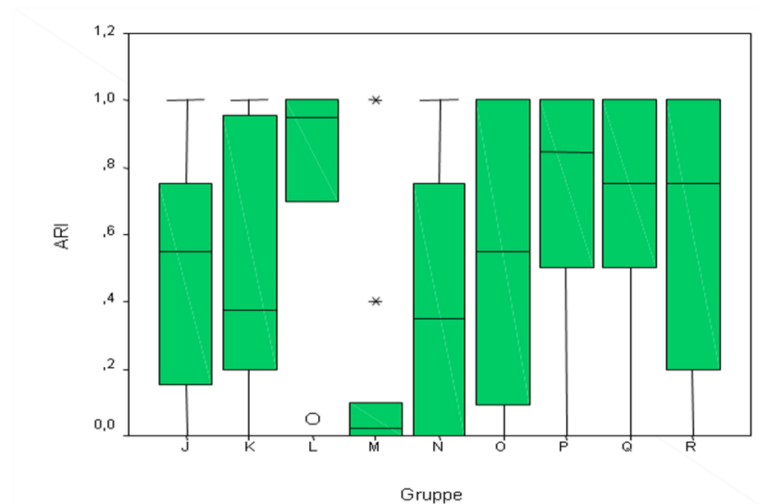
Schmelzausrisse zeigte von denen in die Studie einfließenden Proben derjenige mit der Nummer 20 (Gruppe K), sowie Prüfkörper 37 (Gruppe M).

Um nach dem Abschervorgang die Verteilung des Restadhäsivverbleibs auf der Zahnoberfläche bei vorheriger Anwendung verschiedener Adhäsivsysteme zwischen Minimal- und Maximalwert besser darstellen und beurteilen zu können, erfolgt zusätzlich zu den bereits gezeigten Balkendiagrammen erneut eine Veranschaulichung in Form von Boxplot-Diagrammen (Abb. 43). Entsprechende Werte können nachfolgender Tabelle (Tab. 23) entnommen werden.

**Tab. 23.** Verteilung der Menge an Restadhäsiv auf der Schmelzoberfläche zwischen Minimal- und Maximalwert sowie Darstellung der Differenz zwischen Mittelwert und Median.

Gruppe	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
Minimum [%]	0	0	5*	0	0	5	0	50	0
25%-Perzentil [%]	2,5	10	70	0	0	29,5	50	62,5	20
Median [%]	40	30	95	10	5	60	84,5	89	75
75%-Perzentil [%]	75	91	100	40	60	100	100	100	100
Maximum [%]	100	100	100	100*	85	100	100	100	100
Spannweite zwischen den Extremwerten [%]	100	100	95	100	85	95	100	50	100
Mittelwert [%]	41,9	41,6	82,6	30,0	25,0	60,5	68,9	80,6	62,2
Differenz zwischen Mittelwert und Median [%]	1,9	11,6	12,4	20,0	20,0	0,5	15,6	8,4	12,8

\* diese Werte weichen stark von den anderen Ergebnissen ab, können somit als Ausreißer betrachtet werden und sind folglich im den nachfolgenden Boxplots-Diagramm nicht dargestellt.



**Abb. 43.** Graphische Darstellung des Restadhäsivverbleibs auf der Schmelzoberfläche nach dem Abschervvorgang (y-Achse) bei Anwendung unterschiedlicher Adhäsivsysteme (x-Achse) in Form von Boxplots-Diagrammen. Aufgeführt wird jeweils der Median, das 25 %- und das 75 %-Perzentil sowie der Minimal- und Maximalwert.

Der Streubereich der Mengenverteilung des Restadhäsivs auf der Zahnoberfläche war generell nicht optimal. Das niedrigvisköse Komposit Transbond Supreme LV schloss mit einer Spannweite von 50 % am günstigsten ab, wohingegen sich der Streubereich in den Gruppen J, K, M, P und R über die gesamten 100 % ausdehnte, somit signifikant höher und deswegen nicht optimal war.

Betrachten wir die Symmetrie der Boxplots, so ist ersichtlich, dass der Median in den Gruppen J (konventionelles Adhäsivsystem) und O (Sure Ortho Light Bond-Adhäsivsystem) dem jeweiligen Mittelwert sehr nahe kommt. Konkrete Werte sind Tabelle 23 zu entnehmen. Eine deutliche Asymmetrie und folglich die Vermutung, dass beide Werte stark voneinander abweichen, ließ sich mit einer Differenz von 20 % in den Gruppen M (Unite-Adhäsivsystem) und N (GC Fuji Ortho LC-Adhäsivsystem) registrieren.

Außerdem wird noch aufgezeigt, mit welcher zu erwartenden Häufigkeit die einzelnen ARI-Gruppen im Durchschnitt auftraten, d.h. wie sich die ARI-Kategorien auf die jeweiligen Systeme verteilen. Ergebnisse hierzu zeigt die Tabelle 24.

**Tab. 24.** Kreuztabelle der ARI-Gruppen.

		ARI 1	ARI 2	ARI 3	ARI 4	ARI 5	Gesamt
Gruppe J	Anzahl	1	-	4	1	2	8
	% von ARI-Kategorien	4,7 %	0 %	14,3 %	10,0 %	15,5 %	10,4 %
Gruppe K	Anzahl	2	1	3	2	2	10
	% von ARI-Kategorien	9,5 %	20,0 %	10,7 %	20,0 %	15,5 %	13,0 %
Gruppe L	Anzahl	4	3	2	1	-	10
	% von ARI-Kategorien	19,1 %	60,0 %	7,1 %	10,0 %	0 %	13,0 %
Gruppe M	Anzahl	1	-	1	1	2	5
	% von ARI-Kategorien	4,7 %	0 %	3,6 %	10,0 %	15,5 %	6,4 %
Gruppe N	Anzahl	-	-	3	2	4	9
	% von ARI-Kategorien	0 %	0 %	10,7 %	20,0 %	30,2 %	11,7 %
Gruppe O	Anzahl	3	-	3	2	-	8
	% von ARI-Kategorien	14,3 %	0 %	10,7 %	20,0 %	0 %	10,4 %
Gruppe P	Anzahl	4	-	4	-	2	10
	% von ARI-Kategorien	19,1 %	0 %	14,3 %	0 %	15,5 %	13,0 %
Gruppe Q	Anzahl	3	-	4	-	-	7
	% von ARI-Kategorien	14,3 %	0 %	14,3 %	0 %	0 %	9,1 %
Gruppe R	Anzahl	3	1	4	1	1	10
	% von ARI-Kategorien	14,3 %	20,0 %	14,3 %	10,0 %	7,8 %	13,0 %
Gesamt	Anzahl	21	5	28	10	13	77
	% von ARI-Kategorien	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %	100 %

ARI 1, d.h. 100 % Restadhäsiv auf der Schmelzoberfläche ließ sich am häufigsten in der Gruppe Q nachweisen (14,3 % am Gesamt-ARI 1 bei drei von insgesamt sieben Prüfkörpern der Gruppe), dicht gefolgt von den Gruppen L und P (19,1 % am Gesamt-ARI bei vier von zehn Prüfkörpern der Gruppe). Bei den Proben der Gruppe N konnte man überhaupt keine Bruchstellenverläufe an der Bracket-Adhäsivgrenze erkennen. Somit trug diese Gruppe mit 0 % in keinster Weise zum Gesamt-ARI 1 bei. Allerdings war in dieser Gruppe auffällig, dass bei vier von neun Prüfkörpern 100 % Restadhäsiv auf dem Bracket zurück blieben, was wiederum die größte Gruppe mit 30,2 % am Gesamt-ARI 5, also Bruchverläufe an der Schmelz-Adhäsivgrenze, ausmachte. ARI 2 war insgesamt

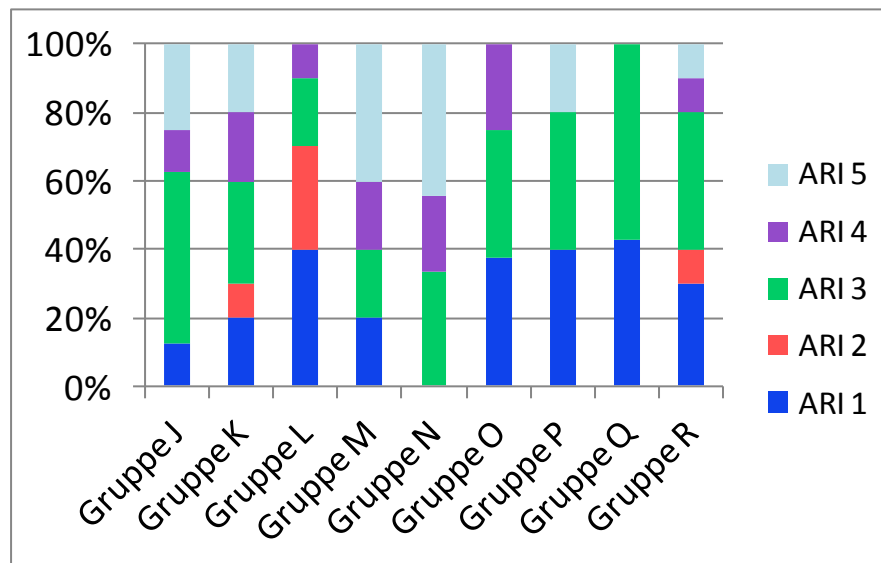
betrachtet kaum vertreten, Gruppe L machte hier mit drei Proben und einer Beteiligung von 60 % am Gesamt-ARI 2 den größten Teil aus.

Die anschließende Tabelle (Tab. 25) bzw. Abbildung (Abb. 44) zeigt, dass ARI 2 allgemein nur in drei Gruppen aufzufinden war (Gruppe K, L und R). In den meisten Fällen blieb der komplette Kunststoff (100 % Restadhäsiv) auf der Zahnoberfläche zurück, selten zeigten sich geringe Spuren (> 90 % Restadhäsiv) auf dem Bracket. Ein ARI-Grad 3, und damit eine mengenmäßig annähernd gleiche Verteilung des Komposits auf Zahn und Bracket, war in allen Gruppen aufzufinden. In Gruppe J betraf es 50 %, in Gruppe Q sogar 57,1 % aller untersuchten Prüfkörper. ARI 4 konnte ebenfalls in vielen Gruppen nachgewiesen werden, jedoch machte dieser Score nie mehr als 25 % aller Proben aus. Kein Komposit auf der Schmelzoberfläche und somit 100 % auf dem Bracket fand man bei sechs von den neun untersuchten Gruppen, wobei dies bei fast der Hälfte der Proben in Gruppe N der Fall war.

Bei abschließender Betrachtung der Mengenverteilung in nachstehender Graphik lässt sich das Resumée ziehen, dass tendenziell bei einem Großteil der untersuchten Gruppen mehr Komposit auf der Zahnoberfläche zurückblieb als auf der Bracketbasis. Dies ist das Ergebnis, wenn die ARI-Grade 1, 2 und 3 summiert werden. Eine Ausnahme stellen jedoch die Gruppen M und N dar. Die Bilanz dieser drei Werte ergab nämlich, dass bei der Mehrheit aller Proben nach dem Abscherversuch mehr Kunststoff auf dem Befestigungselement zu finden war als auf dem Zahn.

**Tab. 25.** Verteilung der ARI-Scores in den verschiedenen Gruppen.

	ARI 1	ARI 2	ARI 3	ARI 4	ARI 5	Gesamt
Gruppe J	12,5 %	0,0 %	50,0 %	12,5 %	25,0 %	100,0%
Gruppe K	20,0 %	10,0 %	30,0 %	20,0 %	20,0 %	
Gruppe L	40,0 %	30,0 %	20,0 %	10,0 %	0,0 %	
Gruppe M	20,0 %	0,0 %	20,0 %	20,0 %	40,0 %	
Gruppe N	0,0 %	0,0 %	33,3 %	22,2 %	44,5 %	
Gruppe O	37,5 %	0,0 %	37,5 %	25,0 %	0,0 %	
Gruppe P	40,0 %	0,0 %	40,0 %	0,0 %	20,0 %	
Gruppe Q	42,9 %	0,0 %	57,1 %	0,0 %	0,0 %	
Gruppe R	30,0 %	10,0 %	40,0 %	10,0 %	10,0 %	



**Abb. 44.** Graphische Darstellung der Verteilung der ARI-Scores in den verschiedenen Gruppen.

Der Vollständigkeit halber muss im Zusammenhang mit der ARI-Auswertung erwähnt werden, dass einige Prüfkörper nach dem Abschervvorgang Schmelzausrisse zeigten. Dies betrifft:

- Gruppe K: ein Prüfkörper,
- Gruppe M: zwei Prüfkörper.

## 4.2 Statistik

Um festzustellen, ob Unterschiede zwischen den einzelnen Adhäsivsystemen – im Hinblick auf deren Haftkraft bzw. im zweiten Teil dieses Kapitels auf den Verbleib von Komposit auf der Zahnoberfläche nach dem Abschervvorgang – bestehen, wurden die einzelnen Versuchsgruppen im Rahmen einiger statistischer Verfahren einander gegenübergestellt. Das Ziel einer solchen statistischen Auswertung besteht darin, signifikant beobachtete Ereignisse von Zufälligen abzugrenzen, um dadurch diese als gesichert werten zu können. Irrtumswahrscheinlichkeiten (angegeben in %) legen dabei fest, ob ein Ereignis rein zufällig eintritt oder einen statistisch gesicherten Einfluss auf das Endresultat hat.

## 4.2.1 Haftkraft

### 4.2.1.1 Kolmogorov-Smirnov-Test

Vorliegende Studie zeigt im Hinblick auf den Kolmogorov-Smirnov-Test folgende Ergebnisse (Tab. 26):

**Tab. 26.** Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests.

One-Sample Kolmogorov-Smirnov Test		
Gruppe		SBS [MPa]
J	Kolmogorov-Smirnov Z	,594
	Asymp. Sig. (2-tailed)	,872
K	Kolmogorov-Smirnov Z	,612
	Asymp. Sig. (2-tailed)	,848
L	Kolmogorov-Smirnov Z	,402
	Asymp. Sig. (2-tailed)	,997
M	Kolmogorov-Smirnov Z	,357
	Asymp. Sig. (2-tailed)	1,000
N	Kolmogorov-Smirnov Z	,404
	Asymp. Sig. (2-tailed)	,997
O	Kolmogorov-Smirnov Z	,459
	Asymp. Sig. (2-tailed)	,984
P	Kolmogorov-Smirnov Z	,548
	Asymp. Sig. (2-tailed)	,924
Q	Kolmogorov-Smirnov Z	,397
	Asymp. Sig. (2-tailed)	,998
R	Kolmogorov-Smirnov Z	,427
	Asymp. Sig. (2-tailed)	,993

Die Nullhypothese lautet: Die Werte der Haftfestigkeitsprüfung sind in der Grundgesamtheit nicht normalverteilt. Angegeben wird auch hier die Wahrscheinlichkeit für einen Fehler bei Zurückweisen der Nullhypothese, also die Irrtumswahrscheinlichkeit. Je größer diese ausfällt, d.h. je mehr sie von  $p = 0,05$  abweicht, desto eher ist von einer tatsächlichen Normalverteilung der Werte auszugehen. Betrachtet man nun Tabelle 26,

lässt sich bei allen Gruppen eine Abweichung  $p > 0,05$  feststellen, sodass von einer Normalverteilung der Haftfestigkeitswerte ausgegangen werden kann. Somit ist eine der Voraussetzungen für die Einweg-Varianzanalyse gegeben.

#### 4.2.1.2 Levene-Test

Die Ergebnisse des Levene-Tests können der Tabelle 27 entnommen werden.

**Tab. 27.** Ergebnisse des Levene-Tests.

SBS [Mpa]			
Levene Statistic	df 1	df 2	Sig.
1,403	8	68	,211

Mit einem Wert von  $p = 0,211$  wird der Levene-Test als nicht signifikant angesehen. Somit ist auch die Varianzhomogenität, die als zweite Voraussetzung für die Durchführung der Varianzanalyse gegeben sein muss, erfüllt.

Der Vollständigkeit halber werden auch die anderen Werte der Tabelle erläutert:

Die erste Spalte enthält den sogenannten F-Faktor, der sich aus der Differenz der mittleren Streuung innerhalb der Gruppen und derjenigen zwischen den Gruppen berechnen lässt (Tab. 27). Er nimmt hier einen Wert von 1,403 an. In der zweiten und dritten Spalte sind die Freiheitsgrade dargestellt.

#### 4.2.1.3 Einweg-Varianzanalyse (ANOVA)

Der Vergleich der einzelnen Versuchsgruppen untereinander erfolgte mittels einer ein-faktoriellen Varianzanalyse. Die Voraussetzungen für ihre Durchführung – zum einen eine Normalverteilung innerhalb jeder Versuchsgruppe und zum anderen die Homogenität der Varianzen zwischen den Versuchsgruppen – sind in der vorliegenden Studie gegeben.

Bei der Varianzanalyse wird die gesamte Streuung der Prüfkörper in eine zwischen den und eine innerhalb der Gruppen unterteilt. Innerhalb der Gruppe gibt sie an, wie stark sich die einzelnen Werte innerhalb der Gruppe um ihren Gruppenmittelwert ausbreiten und lässt sich aus Werten, wie etwa der Anzahl der betrachteten Gruppen, der Anzahl

der Beobachtungen innerhalb der einzelnen Gruppen und der Varianz der Werte in den einzelnen Gruppen berechnen. Der Wert beträgt hier 499,668 (Tab. 28).

Die Streuung zwischen den Gruppen gibt die der Gruppenmittelwerte um den Mittelwert der gesamten Stichprobe an. Wie aus dieser Definition hervorgeht, sind hier neben der Anzahl der Gruppen sowohl die Mittelwerte der einzelnen Gruppen als auch derjenige der Gesamtstichprobe für die Berechnung der Streuung von großer Bedeutung. Dieser Wert beträgt 47,350, wie in Tabelle 28 ersichtlich ist, was darauf schließen lässt, dass alle Gruppenmittelwerte relativ dicht beieinander liegen.

Aus diesem Verteilungsmuster – nämlich eine relativ geringe Streuung zwischen den Gruppen im Vergleich zur Streuung innerhalb jeder Gruppe – geht die Vermutung hervor, dass sich die Mittelwerte in der Grundgesamtheit nicht stark voneinander unterscheiden.

Die Spalte „df“ liefert Angaben bezüglich der Freiheitsgrade, die für die Berechnung des F-Faktors benötigt werden und sich aus der Anzahl der Prüfkörper in den verschiedenen Gruppen ergeben, hier 8 und 68. In der nächsten Spalte, „mean square“, finden sich die jeweiligen Quotienten wieder, die sich aus der Streuung dividiert durch die Anzahl der Freiheitsgrade ergeben. Die resultierenden Werte lauten:

- $47,350 / 8 = \underline{5,919}$
- $499,668 / 68 = \underline{7,348}$ .

Der F-Wert ergibt sich dann aus dem Quotienten dieser beiden Werte:

$$F = \frac{MS1}{MS2} = \frac{5,919}{7,348} = 0,805$$

(F = F-Wert; MS1 = mittlere Streuung zwischen den Gruppen; MS2 = mittlere Streuung innerhalb der Gruppen)

Dieses Ergebnis wird folgendermaßen interpretiert:

Der ermittelte F-Wert von 0,805 kann sich mit einer Wahrscheinlichkeit von  $p = 0,6$  (Signifikanz) auch dann ergeben, wenn die durchschnittliche Haftkraft in allen neun Gruppen in der Grundgesamtheit gleich ist. Bei einer so hohen Wahrscheinlichkeit kann die Nullhypothese, d.h. dass sich die Mittelwerte nicht signifikant unterscheiden, nicht zurückgewiesen werden.

Folglich bei dem resultierenden Signifikanzniveau von  $p = 0,6$  (Tab. 28) davon auszugehen, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen J bis R bestehen.

Die hier vorzufindende Irrtumswahrscheinlichkeit von 60 % übersteigt bei weitem den maximal zulässigen Wert von 5 %, um Unterschiede noch als signifikant werten zu können.

Dieses Ergebnis führt dazu, dass nicht darauf geschlossen werden darf, dass die Mittelwerte in der Grundgesamtheit untereinander signifikante Unterschiede aufweisen. Es ist jedoch durchaus möglich, dass sich mehrere Mittelwerte sehr ähnlich sind und wiederum andere Gruppenmittelwerte von diesem einheitlichen Mittelwert abweichen (Brosius, 1998).

Alle Ergebnisse der Varianzanalyse werden noch einmal zusammenfassend in Tabelle 28 dargestellt.

**Tab. 28.** Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.

**ANOVA**

SBS [Mpa]					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	47,350	8	5,919	,805	,600
Within Groups	499,668	68	7,348		
Total	547,018	76			

Um die einzelnen Gruppen auf mögliche Mittelwertunterschiede hin zu untersuchen, kann z.B. ein Tukey-Test durchgeführt werden. Doch betrachtet man an dieser Stelle noch einmal das resultierende, sehr hohe Signifikanzniveau von  $p = 0,6$  macht es an sich keinen Sinn, paarweise Post-hoc-Tests durchzuführen, da diese folglich ebenfalls nicht signifikant sind. Dennoch wurde zu rein informativen Zwecken ein paarweiser Vergleich der Gruppenmittelwerte im Rahmen eines Tukey-Tests durchgeführt.

#### 4.2.1.4 Tukey-Test

Die Ergebnisse des Tukey-Tests können nachfolgender Tabelle (Tab. 29) entnommen werden.

**Tab. 29.** Ergebnisse des Tukey-Tests.

Tukey HSD

(I) Gruppe	(J) Gruppe	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
J	K	-1,2364	1,2858	,988	-5,3558	2,8831
	L	-,4504	1,2858	1,000	-4,5699	3,6691
	M	,4546	1,5454	1,000	-4,4964	5,4056
	N	-,3595	1,3172	1,000	-4,5795	3,8605
	O	,3527	1,3554	1,000	-3,9896	4,6950
	P	-2,1768	1,2858	,749	-6,2962	1,9427
	Q	-,1458	1,4029	1,000	-4,6405	4,3489
	R	-,2940	1,2858	1,000	-4,4135	3,8255
K	J	1,2364	1,2858	,988	-2,8831	5,3558
	L	,7860	1,2123	,999	-3,0979	4,6699
	M	1,6910	1,4847	,966	-3,0658	6,4477
	N	,8769	1,2455	,999	-3,1134	4,8672
	O	1,5890	1,2858	,945	-2,5304	5,7085
	P	-,9404	1,2123	,997	-4,8243	2,9435
	Q	1,0905	1,3359	,996	-3,1893	5,3704
	R	,9423	1,2123	,997	-2,9416	4,8262
L	J	,4504	1,2858	1,000	-3,6691	4,5699
	K	-,7860	1,2123	,999	-4,6699	3,0979
	M	,9050	1,4847	1,000	-3,8518	5,6618
	N	9,089E-02	1,2455	1,000	-3,8994	4,0812
	O	,8031	1,2858	,999	-3,3164	4,9225
	P	-1,7264	1,2123	,885	-5,6103	2,1575
	Q	,3046	1,3359	1,000	-3,9753	4,5844
	R	,1564	1,2123	1,000	-3,7275	4,0402
M	J	-,4546	1,5454	1,000	-5,4056	4,4964
	K	-1,6910	1,4847	,966	-6,4477	3,0658
	L	-,9050	1,4847	1,000	-5,6618	3,8518
	N	-,8141	1,5120	1,000	-5,6582	4,0300
	O	-,1019	1,5454	1,000	-5,0529	4,8491
	P	-2,6314	1,4847	,700	-7,3881	2,1254
	Q	-,6004	1,5872	1,000	-5,6856	4,4848
	R	-,7486	1,4847	1,000	-5,5054	4,0081
N	J	,3595	1,3172	1,000	-3,8605	4,5795
	K	-,8769	1,2455	,999	-4,8672	3,1134
	L	-9,089E-02	1,2455	1,000	-4,0812	3,8994
	M	,8141	1,5120	1,000	-4,0300	5,6582
	O	,7122	1,3172	1,000	-3,5078	4,9321
	P	-1,8173	1,2455	,870	-5,8076	2,1730
	Q	,2137	1,3661	1,000	-4,1630	4,5903
	R	6,546E-02	1,2455	1,000	-3,9249	4,0558
O	J	-,3527	1,3554	1,000	-4,6950	3,9896
	K	-1,5890	1,2858	,945	-5,7085	2,5304
	L	-,8031	1,2858	,999	-4,9225	3,3164
	M	,1019	1,5454	1,000	-4,8491	5,0529
	N	-,7122	1,3172	1,000	-4,9321	3,5078
	P	-2,5294	1,2858	,571	-6,6489	1,5900
	Q	-,4985	1,4029	1,000	-4,9932	3,9962
	R	-,6467	1,2858	1,000	-4,7662	3,4728
P	J	2,1768	1,2858	,749	-1,9427	6,2962
	K	,9404	1,2123	,997	-2,9435	4,8243
	L	1,7264	1,2123	,885	-2,1575	5,6103
	M	2,6314	1,4847	,700	-2,1254	7,3881
	N	1,8173	1,2455	,870	-2,1730	5,8076
	O	2,5294	1,2858	,571	-1,5900	6,6489
	Q	2,0309	1,3359	,842	-2,2489	6,3108
	R	1,8827	1,2123	,826	-2,0012	5,7666
Q	J	,1458	1,4029	1,000	-4,3489	4,6405
	K	-1,0905	1,3359	,996	-5,3704	3,1893
	L	-,3046	1,3359	1,000	-4,5844	3,9753
	M	,6004	1,5872	1,000	-4,4848	5,6856
	N	-,2137	1,3661	1,000	-4,5903	4,1630
	O	,4985	1,4029	1,000	-3,9962	4,9932
	P	-2,0309	1,3359	,842	-6,3108	2,2489
	R	-,1482	1,3359	1,000	-4,4280	4,1316
R	J	,2940	1,2858	1,000	-3,8255	4,4135
	K	-,9423	1,2123	,997	-4,8262	2,9416
	L	-,1564	1,2123	1,000	-4,0402	3,7275
	M	,7486	1,4847	1,000	-4,0081	5,5054
	N	-6,546E-02	1,2455	1,000	-4,0558	3,9249
	O	,6467	1,2858	1,000	-3,4728	4,7662
	P	-1,8827	1,2123	,826	-5,7666	2,0012
	Q	-,1482	1,3359	1,000	-4,1316	4,4280

In der ersten Spalte ist jeweils eine Gruppe (z.B. Gruppe J) zu finden, die mit allen anderen Gruppen (K, L, M, ..., Q) paarweise verglichen wird. Der zweiten Spalte kann die

Differenz zwischen den mittleren Haftwerten, die sich aus den jeweiligen Gruppenvergleichen ergibt, entnommen werden. Alle Einzelwerte der Haftprüfungen, die für die Berechnung erforderlich sind, sind in Tabelle 19 (siehe 3.) im Rahmen der deskriptiven Statistik aufgelistet. So beträgt z.B. die Differenz zwischen dem mittleren Haftwert in Gruppe J (4,237 MPa) und dem der Gruppe K (5,474 MPa) -1,237 MPa. Die anderen Werte dieser Spalte werden nach demselben Prinzip berechnet.

Die dritte Spalte stellt den Standardfehler der Differenz dar und beträgt, wenn wieder als Beispiel der Vergleich zwischen den Gruppen J und K herangezogen wird, in diesem Fall 1,2858. Der Unterschied zwischen diesen beiden Gruppen ist bei einer Wahrscheinlichkeit von  $p = 0,988$ , die somit größer ist als das festgelegte Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ , als nicht signifikant zu betrachten. Das Statistikprogramm würde unabhängig davon signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen mit einem Stern („\*“) markieren. Betrachtet man entsprechenden Gruppenvergleich in obiger Tabelle, lässt sich dort kein Stern finden.

Zusammenfassend lassen sich keine signifikante Unterschiede bei den Gruppenvergleichen feststellen, da alle Werte das festgelegte Höchstmaß an Signifikanz ( $\alpha = 0,05$ ) bei weitem überschreiten. Folglich wird die bestehende Vermutung bestätigt, dass der paarweise Gruppenvergleich im Rahmen eines Post-hoc-Tests keinen Sinn macht, da diese alle, wie sich herausgestellt hat, nicht aussagekräftig genug sind. Mögliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen sind demnach statistisch nicht gesichert.

Mit dem 95 %-Konfidenzintervall, festgelegt durch eine Unter- und Obergrenze, können ebenfalls Rückschlüsse auf die statistische Signifikanz gezogen werden. Wird dabei die Differenz zweier Werte betrachtet, so ist diese dann statistisch aussagekräftig, wenn das dazugehörige Konfidenzintervall den Wert 0 nicht miteinschließt. Tabelle 31 lässt jedoch erkennen, dass das 95 %-Konfidenzintervall bei allen Gruppenvergleichen den Wert 0 enthält. Somit kann erneut bekräftigt werden, dass keine statistische Signifikanz gegeben ist.

## 4.2.2 ARI-Score

### 4.2.2.1 Kolmogorov-Smirnov-Test

Auch im Rahmen der statistischen Auswertung des Scores wurde ARI- zunächst ein Kolmogorov-Smirnov-Test durchgeführt, um eine Normalverteilung der Daten in allen Gruppen und somit den Nutzen, nämlich die Mittelwerte des Restadhäsivverbleibs auf der Schmelzoberfläche für die weitere Interpretation anwenden zu können, abzuklären. Entsprechende Ergebnisse können anschließender Tabelle (Tab. 30) entnommen werden.

**Tab. 30.** Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests.

Gruppe	ARI
J	Kolmogorov-Smirnov Z Asy mp. Sig. (2-tailed)
K	Kolmogorov-Smirnov Z Asy mp. Sig. (2-tailed)
L	Kolmogorov-Smirnov Z Asy mp. Sig. (2-tailed)
M	Kolmogorov-Smirnov Z Asy mp. Sig. (2-tailed)
N	Kolmogorov-Smirnov Z Asy mp. Sig. (2-tailed)
O	Kolmogorov-Smirnov Z Asy mp. Sig. (2-tailed)
P	Kolmogorov-Smirnov Z Asy mp. Sig. (2-tailed)
Q	Kolmogorov-Smirnov Z Asy mp. Sig. (2-tailed)
R	Kolmogorov-Smirnov Z Asy mp. Sig. (2-tailed)

Die Nullhypothese lautet: Die Werte der Menge an Restadhäsiv auf der Zahnoberfläche, ausgedrückt in ARI-Graden, sind in der Grundgesamtheit nicht normalverteilt. Wieder lässt sich bei Betrachtung obiger Tabelle (Tab. 30) erkennen, dass in jeder Gruppe die Irrtumswahrscheinlichkeit größer als 0,05, d.h. auch hier der Restadhäsivverbleib auf der Schmelzoberfläche normalverteilt ist, was erneut die Voraussetzung für die Durchführung einer Einweg-Varianzanalyse erfüllt.

#### 4.2.2.2 Levene-Test

Mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $p = 0,639$ , die größer ist als  $0,05$ , kann die Nullhypothese nicht abgelehnt werden. Der Levene-Test wird als nicht-signifikant betrachtet. Entsprechender Wert ist in Tabelle 31 zu finden.

**Tab. 31.** Ergebnisse des Levene-Tests.

ARI			
Levene Statistic	df 1	df 2	Sig.
,760	8	68	,639

Die Varianzen der Gruppen sind ähnlich und somit homogen, sodass die zweite Voraussetzung, eine Varianzanalyse durchführen zu können, erfüllt ist.

#### 4.2.2.3 Einweg-Varianzanalyse (ANOVA)

Zum Vergleich der durchschnittlichen ARI-Grade der einzelnen Versuchsgruppen untereinander fand erneut eine einfaktorielles Varianzanalyse Anwendung. Die Voraussetzungen, denen zufolge zum einen eine Normalverteilung innerhalb jeder Gruppe zum anderen Homogenität der Varianzen zwischen den Gruppen vorliegen muss, waren ebenfalls gegeben.

Die Ergebnisse der Varianzanalyse sind in Tabelle 32 dargestellt.

**Tab. 32.** Ergebnisse der einfaktorielles Varianzanalyse.

ARI					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	2,925	8	,366	2,687	,013
Within Groups	9,251	68	,136		
Total	12,176	76			

Die Streuung der Menge an zurückbleibendem Komposit auf der Schmelzoberfläche innerhalb der Gruppe, d.h. die Verteilung der einzelnen Werte um ihren Gruppenmittelwert, beträgt in dieser Studie  $9,251$ .

Betrachtet wir die Streuung zwischen den Gruppen, ergibt sich ein Wert von  $2,925$ .

Da sich diese beiden Ergebnisse nicht in ausreichender Höhe voneinander unterscheiden, um eine signifikante Aussage bezüglich möglicher Unterschiede treffen zu können, werden nun die beiden Quadratsummen miteinander verglichen. Daraus ergibt sich für die Maßzahl F ein Wert von 2,687. Die für diesen Gruppenvergleich ermittelte Zahl kann sich mit einer Wahrscheinlichkeit von 1,3 % auch dann ergeben, wenn der durchschnittliche Restadhäsivverbleib in allen untersuchten Gruppen in der Grundgesamtheit gleich ist. Da diese Irrtumswahrscheinlichkeit kleiner als 5 % ist, kann die Nullhypothese, nämlich dass kein Unterschied zwischen den Mittelwerten besteht, abgelehnt werden. Somit bestehen signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten der Gruppen J bis R.

Um nun zu überprüfen, ob einzelne Gruppenmittelwerte mit dem einheitlichen Mittelwert übereinstimmen oder von diesem signifikant abweichen, findet für die paarweisen Post-hoc-Gruppenvergleiche der Tukey-Test Anwendung.

#### 4.2.2.4 Tukey-Test

Bei Betrachtung der einzelnen Gruppen (Tab. 33) und dem paarweisen Vergleich untereinander (Tab. 34) im Rahmen des Tukey-Tests lässt sich feststellen, dass die Differenz hinsichtlich des Restadhäsivverbleibs gerade zwischen den Gruppen J und K mit einem Wert 0,00275 % sehr gering ist.

**Tab. 33.** Durchschnittlicher Restadhäsivverbleib auf der Schmelzoberfläche nach dem Abschervorgang in den jeweiligen Gruppen.

ARI

Tukey HSD<sup>a,b</sup>

Gruppe	N	Subset for alpha = .05
		1
N	9	,2500
M	5	,3000
K	10	,4160
J	8	,4188
O	8	,6050
R	10	,6250
P	10	,6890
Q	7	,8057
L	10	,8260
Sig.		,057

Means for groups in homogeneous subsets are displayed.

a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 8,152.

b. The group sizes are unequal. The harmonic mean of the group sizes is used. Type I error levels are not guaranteed.

**Tab. 34.** Ergebnisse des Tukey-Tests.

**Multiple Comparisons**

Dependent Variable: ARI  
Tukey HSD

(I) Gruppe	(J) Gruppe	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
J	K	2,750E-03	,1750	1,000	-,5578	,5633
	L	-,4072	,1750	,341	-,9678	,1533
	M	,1188	,2103	1,000	-,5549	,7924
	N	,1688	,1792	,990	-,4055	,7430
	O	-,1862	,1844	,984	-,7771	,4046
	P	-,2702	,1750	,830	-,8308	,2903
	Q	-,3870	,1909	,531	-,9866	,2246
	R	-,2062	,1750	,958	-,7668	,3543
K	J	-2,750E-03	,1750	1,000	-,5633	,5578
	L	-,4100	,1650	,257	-,9385	,1185
	M	,1160	,2020	1,000	-,5313	,7633
	N	,1660	,1695	,987	-,3770	,7090
	O	-,1890	,1750	,975	-,7495	,3715
	P	-,2730	,1650	,771	-,8015	,2555
	Q	-,3897	,1818	,453	-,9721	,1926
	R	-,2090	,1650	,937	-,7375	,3195
L	J	,4072	,1750	,341	-,1533	,9678
	K	,4100	,1650	,257	-,1185	,9385
	M	,5260	,2020	,204	-,1213	1,1733
	N	,5760*	,1695	,029	3,303E-02	1,1190
	O	,2210	,1750	,938	-,3395	,7815
	P	,1370	,1650	,995	-,3915	,6655
	Q	2,029E-02	,1818	1,000	-,5621	,6026
	R	,2010	,1650	,950	-,3275	,7295
M	J	-,1188	,2103	1,000	-,7924	,5549
	K	-,1160	,2020	1,000	-,7633	,5313
	L	-,5260	,2020	,204	-1,1733	,1213
	N	5,000E-02	,2057	1,000	-,6091	,7091
	O	-,3050	,2103	,874	-,9787	,3687
	P	-,3890	,2020	,599	-1,0363	,2583
	Q	-,5057	,2160	,333	-1,1977	,1862
	R	-,3250	,2020	,797	-,9723	,3223
N	J	-,1688	,1792	,990	-,7430	,4055
	K	-,1660	,1695	,987	-,7090	,3770
	L	-,5760*	,1695	,029	-1,1190	-3,30E-02
	M	-5,000E-02	,2057	1,000	-,7091	,6091
	O	-,3550	,1792	,562	-,9292	,2192
	P	-,4390	,1695	,210	-,9820	,1040
	Q	-,5557	,1859	,086	-1,1512	3,982E-02
	R	-,3750	,1695	,410	-,9180	,1680
O	J	,1862	,1844	,984	-,4046	,7771
	K	,1890	,1750	,975	-,3715	,7495
	L	-,2210	,1750	,938	-,7815	,3385
	M	,3050	,2103	,874	-,3687	,9787
	N	,3550	,1792	,562	-,2192	,9292
	P	-8,400E-02	,1750	1,000	-,6445	,4765
	Q	-,2007	,1909	,979	-,8123	,4109
	R	-2,000E-02	,1750	1,000	-,5805	,5405
P	J	,2702	,1750	,830	-,2903	,8308
	K	,2730	,1650	,771	-,2555	,8015
	L	-,1370	,1650	,995	-,6655	,3915
	M	,3890	,2020	,599	-,2583	1,0363
	N	,4390	,1695	,210	-,1040	,9820
	O	8,400E-02	,1750	1,000	-,4765	,6445
	Q	-,1167	,1818	,999	-,6991	,4656
	R	6,400E-02	,1650	1,000	-,4645	,5925
Q	J	,3870	,1909	,531	-,2246	,9866
	K	,3897	,1818	,453	-,1926	,9721
	L	-2,029E-02	,1818	1,000	-,6026	,5621
	M	,5057	,2160	,333	-,1862	1,1977
	N	,5557	,1859	,086	-3,98E-02	1,1512
	O	,2007	,1909	,979	-,4109	,8123
	P	,1167	,1818	,999	-,4656	,6991
	R	,1807	,1818	,985	-,4016	,7631
R	J	,2062	,1750	,958	-,3543	,7668
	K	,2090	,1650	,937	-,3195	,7375
	L	-,2010	,1650	,950	-,7295	,3275
	M	,3250	,2020	,797	-,3223	,9723
	N	,3750	,1695	,410	-,1680	,9180
	O	2,000E-02	,1750	1,000	-,5405	,5805
	P	-6,400E-02	,1650	1,000	-,5925	,4645
	Q	-,1807	,1818	,985	-,7631	,4016

\*. The mean difference is significant at the .05 level.

So liegt die Vermutung nahe, dass sich die beiden Gruppen diesbezüglich sehr ähnlich sind, d.h. dass es hinsichtlich der Menge des auf dem Schmelz zurückbleibenden Komposits keine Rolle spielt, ob bei der Anwendung der Transbond XT Adhesive Paste der dazugehörige Primer im Vorfeld ein konventionelles Ätzmittel oder der selbstätzende Primer dieses Herstellers zum Einsatz kommen. Auch die Gruppen O und R (Differenz zwischen Sure Ortho Light Bond- und Blugloo-Adhäsiv: 0,02 %) bzw. M und N (Differenz zwischen Unite Bonding- und GC Fuji Ortho LC-Adhäsivsystem: 0,05 %) liegen mit ihren ARI-Graden dicht beieinander.

Allerdings sind alle der gerade aufgeführten Unterschiede bzw. Ähnlichkeiten zwischen den einzelnen Gruppen in keiner Weise aussagekräftig, da überall die Irrtumswahrscheinlichkeiten, also das geforderte Signifikanzniveau von maximal  $\alpha = 0,05$ , überschritten wird. Dies ist auch an der fehlenden Markierung („\*“) zu erkennen.

Der einzige signifikante Unterschied mit einer ermittelten Differenz an Restadhäsiv von 0,58 %, der sich feststellen lässt und der auch vom Statistikprogramm mit einem Stern versehen wurde, kann zwischen den Gruppen L (Transbond MIP und Transbond XT Adhesive Paste) und N (GC Fuji Ortho LC-Adhäsivsystem) aufgedeckt werden. Mit  $p = 0,029$  liegt hier die Irrtumswahrscheinlichkeit unterhalb des festgelegten Signifikanzniveaus.

In allen anderen Gruppen können keinerlei signifikante Unterschiede bei den Gruppenvergleichen festgestellt werden, da hier durch die Reihe hindurch das festgelegte Höchstmaß an Signifikanz überschritten wird. Das bedeutet, dass die Ergebnisse als rein zufällig und nicht statistisch gesichert betrachtet werden müssen.

Das 95 %-Konfidenzintervall, das ebenfalls Auskunft über die statistische Signifikanz gibt, zeigt schließlich, dass die Zahl „Null“ mit Ausnahme der Gruppen N und L bei allen Gruppenvergleichen enthalten, und somit erneut keine statistische Aussagekraft gegeben ist, d.h. gegebenenfalls bestehende Unterschiede nicht statistisch gesichert sind.

### 4.2.3 Zusammenhang zwischen Haftkraft und ARI – Score anhand von Kendall's Tau

Wie aus zahlreichen Untersuchungen hervorgeht, lassen sich durchaus Abhängigkeiten zwischen dem ARI-Score und dem Adhäsiv bzw. dem Komposit, aber auch dem Bracketmaterial feststellen (Willems et al., 1997; Bishara et al., 2001).

In dieser Studie wurde im Rahmen eines Signifikanztests lediglich auf den Zusammenhang zwischen der Haftkraft, vermittelt durch die verschiedenen Adhäsivsysteme, und dem ARI-Score eingegangen, was das sogenannte „Kendalls Tau“ ausgedrückt (Tab. 35).

**Tab. 35.** Zusammenhang zwischen der Haftkraft und dem Restadhäsivverbleib auf der Schmelzoberfläche ausgedrückt durch den Rangkorrelationskoeffizienten Kendalls Tau.

Korrelationen				
			ARI	SBS [Mpa]
Kendalls Tau <sub>b</sub>	ARI	Korrelationskoeffizient	1,000	,136
		Sig. (2-tailed)	,	,094
		N	77	77
	SBS [Mpa]	Korrelationskoeffizient	,136	1,000
		Sig. (2-tailed)	,094	,
		N	77	77

Obige Tabelle zeigt, dass mit einem Wert von 0,136 ein – wenn auch nur schwach ausgeprägter – Zusammenhang zwischen der Haftkraft und dem ARI-Score besteht. Das soll aber nicht als Einschränkung der Ergebnisse gewertet werden. Dieser Wert findet sich erneut im zweiten Abschnitt der Tabelle, da die Angaben hier redundant sind. Ein perfekt linearer Zusammenhang mit einem Wert von 1,000 tritt ebenfalls zweimal in der Übersicht auf. Dieser steht hier jeweils für die Korrelation einer Variablen (ARI bzw. Haftkraft) mit sich selbst und wird deswegen nur der Vollständigkeit halber angegeben, besitzt jedoch inhaltlich keinen Aussagegehalt.

Der Signifikanzwert im ersten und zweiten Abschnitt gibt die Wahrscheinlichkeit an, mit der sich in einer beliebigen Stichprobe auch dann noch ein entsprechender Korrelationskoeffizient ergeben kann, wenn in der Grundgesamtheit überhaupt kein linearer

Zusammenhang zwischen Haftkraft und ARI besteht. Der Signifikanzwert kann allerdings nur dann richtig erfasst werden, wenn in der Grundgesamtheit die beiden Variablen annähernd normalverteilt sind (Brosius, 1998). Er beträgt in dieser Studie 9,4 %. Die Relation ist zwar nicht eindeutig signifikant, allerdings fällt die Irrtumswahrscheinlichkeit doch sehr gering aus.

„Zweiseitig“ (2-tailed) bedeutet hier, dass getestet wird, ob ein positiver oder ein negativer Zusammenhang zwischen der Haftkraft und dem ARI besteht. Ein solcher Test findet demnach immer dann Anwendung, wenn noch keine Vorinformationen über die Richtung des Zusammenhangs bekannt sind.

Die letzte Zeile („N“) in den jeweiligen Abschnitten gibt erneut die Anzahl der Prüfkörper an.

## 5 Diskussion

Bedingt durch die kontinuierliche Zunahme der kieferorthopädischen Behandlung mit feststehenden Apparaturen wird die Forderung nach in werkstoffkundlicher Hinsicht optimalen Materialien in Kombination mit perfekten klinischen Prozessen beim Eingliedern der Multibandapparatur immer lauter.

In der kieferorthopädischen Praxis spielt dabei die Haftkraft eines Brackets eine außerordentlich wichtige Rolle. Jede Fraktur der Klebeverbindung und folglich der Verlust des Brackets erfordert meist ein erneutes Bekleben des Zahnes, was wiederum mit Zeitaufwand und Materialkosten in Verbindung steht und eventuell die Qualität des Behandlungsergebnisses reduzieren kann. Ein Bracketverlust kann zudem bei Nichtwahrnehmen von regelmäßigen Kontrollterminen bedeuten, dass es zu unerwünschten Zahnbewegungen, wie z.B. Kippungen oder Rotationen kommen kann. Daher ist das Augenmerk darauf gerichtet, eine möglichst stabile Verbindung zwischen Bracket und Zahn zu schaffen.

Gegenwärtig existiert auf dem Markt eine Fülle an verschiedensten Materialien. Es erscheinen ständig neue Produkte in immer kürzeren Intervallen. Demnach scheint es sinnvoll, eine geeignete Kombination aus Bracket und Adhäsivsystem/Komposit zu finden, die den klinischen Anforderungen entspricht und infolgedessen Studien durchzuführen, die prüfen, ob sich diese Materialien in der Praxis bewähren, ob sie gegebenenfalls sogar Vorteile gegenüber altbewährten Produkten haben oder ob ihr Einsatz andernfalls nutzlos erscheint. Es gibt einige wissenschaftliche Arbeiten, die sich mit einem derartigen Vergleich von verschiedenen, auch zum Teil in dieser Arbeit zur Anwendung gekommenen Adhäsivsystemen beschäftigten. Allerdings waren hier die Aussagen oft sehr unterschiedlich oder widersprachen sich sogar.

Ein weiterer Aspekt, der immer mehr in den Vordergrund tritt, ist die Ästhetik. Gerade immer mehr erwachsene Patienten wünschen eine Behandlung mit „unsichtbaren“ Apparaturen, sodass die Kieferorthopäden begannen, den Indikationsbereich auszuweiten und die Befestigungselemente auf den lingualen Zahnflächen zu befestigen. Doch herrscht in der Literatur keine Einigkeit darüber, ob hier – bedingt durch anatomische Gegebenheiten, wie unregelmäßige Oberflächen, vermehrter Speichelzutritt oder Platz-

mangel – ähnliche Ergebnisse wie bei der konventionellen, vestibulären Technik erreicht werden können oder ob es vielleicht sogar ein optimales Adhäsivsystem für diese Anwendung gibt.

Generell ermöglichen *in vitro* Untersuchungen, eine große Anzahl an Materialien und Verfahren mit relativ geringem Aufwand zu testen, bevor umfangreichere Studien zur genaueren Beurteilung anschließen (Krejci et al., 1990; Barkmeier, 1992). Dabei werden Rinderzähne als alternatives Ersatzmaterial angewandt (Nakamichi et al., 1983; Reeves et al., 1995). Sie können in ausreichendem Umfang rekrutiert werden, sodass es bei der Auswahl der Poberzähne möglich ist, explizit auf Unversehrtheit zu achten, um diesbezüglich eine Minderung der Haftkraft zu verhindern.

Dennoch stellt die fehlende Standardisierung der Methoden bei der Durchführung von Abscherversuchen in der Kieferorthopädie eine Schwierigkeit dar und macht es zum Teil sogar unmöglich, Vergleiche zwischen den verschiedenen Studien zu tätigen. Studien können sich z.B. hinsichtlich der Richtung der Krafteinwirkung beim Abschervorgang (Fajen et al., 1990), der Lagerungszeit bis zur Versuchsdurchführung (FLORES et al., 1999), der Abschergeschwindigkeit (Fajen et al., 1990) oder auch der Zahntypen unterscheiden (Bishara et al., 2000).

Ergo befasst sich dieser Abschnitt der Arbeit zum einen mit der Diskussion des bei der Versuchsdurchführung verwendeten Materials, zum anderen mit den zur Anwendung gekommenen Methoden. Die dabei resultierenden Ergebnisse werden im Anschluss interpretiert und mit Vorgehensweisen und Lösungsansätzen anderer Autoren konfrontiert, wobei daraus wiederum entsprechende Schlussfolgerungen gezogen werden.

## **5.1 Diskussion des angewandten Materials**

Die in dieser Studie verwendeten Materialien lassen sich in ein natürliches (bovine Zähne) und ein künstlich hergestelltes Element (Adhäsivsysteme, Brackets, ...) unterteilen. Dabei ist es wichtig festzuhalten, dass extrahierte Rinderzähne keiner Norm unterliegen, d.h. dass sie nicht als standardisiert betrachtet werden können und daher mit ihnen gewonnene Ergebnisse nicht uneingeschränkt verallgemeinert und z.B. auf den humanen Typus bezogen werden können (Immerz, 2012).

Künstliche Materialien hingegen unterliegen wegen fortschreitenden technischen Entwicklungen definierten Standards und Normen. Normen basieren auf gesicherten Ergebnissen von Wissenschaft, Technik und Erfahrung. Es sind Empfehlungen, die mit Konsens erstellt wurden und die auf die Förderung optimaler Vorteile für die Gesellschaft abzielen. Das bedeutet, dass durch ein exakt definiertes Herstellungsverfahren der verwendeten Produkte eine gleichbleibende, jederzeit reproduzierbare Qualität garantiert wird. Dies fördert die Rationalisierung und Qualitätssicherung.

### **5.1.1 Bovine Zähne**

Humane Zähne mit intaktem Schmelz werden zwar gelegentlich im Rahmen von kieferorthopädischen Behandlungsmaßnahmen entfernt, stehen jedoch meist nicht in ausreichender Menge für wissenschaftliche Studien zur Verfügung. Zudem sind sie meist klein und gekrümmt und stellen somit eine Einschränkung für manche spezifischen Tests dar. Aus diesem Grund wurden in dieser Arbeit, wie auch schon bereits in zahlreichen anderen (Nakamichi et al., 1983; Webster et al., 2001; Reis et al., 2004; Titley et al., 2006; Krifka et al., 2008; Lugato et al., 2009; Vincente et al., 2009; Nicolas et al., 2010), Rinderzähne als Substitut für menschliche Zähne für die Untersuchungen der Haftfestigkeit unterschiedlicher Adhäsivsysteme und Komposite in Kombination mit dem In-Ovation<sup>®</sup>L-Bracket, einem selbstligierenden Metallbracket, verwendet.

Bovines Zahnmaterial weist im Vergleich zu menschlichen Zähnen eine gleichmäßigere Zusammensetzung auf und bietet zudem eine flache, große Zahnoberfläche und daher eine größere Menge an Schmelz (Yassen et al., 2011). Diese große Klebefläche erleichtert die Herstellung von Einheitsblöcken im Rahmen von in vitro Studien. Darüber hinaus können sie ohne signifikante Auswirkungen auf die Haftfestigkeit auch mehrmals im Rahmen von Abscherversuchen verwendet werden (Oesterle et al., 1998).

Rinderschmelz ähnelt hinsichtlich des Prismenverlaufs menschlichem Schmelz. Beide enthalten zwischen 95 und 96 % anorganische Substanz. Trotz dieser Gemeinsamkeit konnten Fonseca et al. (2004) in ihrer Studie bei Betrachtung der tatsächlichen Schmelzstruktur signifikante Unterschiede zwischen diesen beiden Arten aufdecken.

Die Mikrostruktur boviner Zähne scheint z.B. unter dem Rasterelektronenmikroskop (REM) geringfügig rauer zu sein (Nakamichi et al., 1983), was laut Silverstone et al. (1975) zu einem festeren Verbund zwischen Zahn und Komposit führen soll. Jedoch

gehen hierbei die Meinungen stark auseinander. Die zeitlich betrachtet schnellere Bildung von bovinem Schmelz könnte außerdem ein möglicher Grund dafür sein, dass häufiger Defekte der Gitterstruktur und im Allgemeinen größere Schmelzkristallkörper beobachtet werden können (Moriwaki et al., 1968). Rinderzähne bieten im Vergleich zu menschlichem Zahnmaterial auch den Vorteil, einer Infektionsgefahr vorzubeugen (Corpas-Pastor et al., 1997) und besitzen darüber hinaus eine größere Klebefläche. Bovine Zähne mit intaktem lingualem Schmelz sind zudem in einer größeren Menge verfügbar, sodass aus einer umfangreichen Grundgesamtheit homogene Zähne in Bezug auf Größe und Morphologie gewonnen werden können.

Dies erlaubt eine Durchführung von zuverlässigen Abscherversuchen im Rahmen von *in vitro* Studien, was wiederum den steigenden Bedarf an Rinderzähnen in der kieferorthopädischen Forschung rechtfertigt.

Sowohl Smith et al. (1976) als auch Nakamichi et al. (1983) konnten bei vergleichenden Haftfestigkeitsuntersuchungen keinen signifikanten Unterschied zwischen Rinderschmelz und menschlichem Zahnschmelz feststellen. Das bedeutet, dass zwar durch deren Verwendung keine identischen Versuchsdaten, aber zumindest vergleichbare Ergebnisse erzielt werden können, die auch einige auf den Schmelz einwirkende Einflussfaktoren widerspiegeln. Allerdings herrschen auch auf diesem Gebiet konträre Meinungen. So beobachteten z.B. Oesterle et al. (1998), dass Rinderschmelz von Milch- bzw. von bleibenden Zähnen eine fast 21 % bzw. 44 % geringere Haftkraft aufwies als der vom Menschen.

Sabatoski et al. (2010) untersuchten Schmelzrauigkeiten in longitudinaler und transversaler Richtung in Bezug auf die Längsachse von bovinen Frontzähnen. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass zwar ein Zusammenhang zwischen den Messwerten der longitudinalen und transversalen Rauigkeiten besteht (transversale Rauigkeit > longitudinale Rauigkeit), sich allerdings keine Korrelation zwischen der festgestellten Schmelzrauigkeit und den resultierenden Haftwerten aufzeigen lässt.

Unabhängig davon stellt sich vielmehr die Frage, ob die mit bovinen Frontzähnen erzielten Haftkräfte ohne Weiteres auf die verschiedenen humanen Zahntypen übertragen werden können. Die Gültigkeit dieser Interpretation wurde bislang nicht eindeutig bewiesen, da es selbst bei humanen Zähnen Unterschiede zwischen den verschiedenen Zahntypen gibt. Ursachen hierfür sind Variationen in der Oberflächenstruktur, die auch

beim Vergleich zwischen bovinem und humanem Schmelz vorzufinden sind. Whitaker (1982) berichtete z.B., dass die Menge an aprismatischem Schmelz an den Seitenzähnen größer ist als an den Frontzähnen. Somit sei seiner Meinung nach die Säureätzung bei aprismatischem Schmelz nicht so effektiv, was zu einer geringeren Durchdringung mit Komposit und somit zu niedrigeren Haftwerten führe. Dies konnten Öztürk et al. (2008) im Oberkiefer bestätigen, im Unterkiefer kamen sie hingegen zu einem gegenteiligen Ergebnis. Hobson et al. (2001) stellten außerdem einen Unterschied zwischen gleichen Zahntypen im Ober- und Unterkiefer fest, wohingegen Öztürk et al. (2008) im Allgemeinen keine signifikant unterschiedlichen Haftkräfte für Unter- und Oberkieferzähne erhielten. Um diese Diskussion weiter zuzuspitzen, lieferten Williams et al. (2000) die interessante Feststellung, dass sogar Unterschiede zwischen den einzelnen Oberflächen eines einzigen Zahnes bestünden. So sollen die linguale Zahnflächen die höchsten Haftkräfte erzielen, gefolgt von den bukkalen, den distalen und letztendlich den mesialen Oberflächen. Dies könnte in den auftretenden Schmelzvariationen begründet sein, die unterschiedlichen Einfluss auf die Wirksamkeit des Ätzelgels nehmen und in der Konsequenz in unterschiedlichen Haftwerten, auch innerhalb eines Zahnes, resultieren können (Rolsdorph, 1995).

Somit ist die Übertragung gewonnener Ergebnisse von bovinen auf humane Zähne gemäß den Erkenntnissen von Öztürk et al. (2008) nicht ohne Weiteres möglich. Einige Autoren vertreten nämlich die Auffassung, dass für repräsentative Ergebnisse dieselben Zahntypen aus demselben Kieferbogen in der Untersuchung verwendet werden müssten. Andere wiederum empfehlen, denselben Zahntyp zu verwenden, um aussagekräftige Vergleiche durchführen zu können (Hobson et al., 2001).

Laurence-Young et al. (2011) zufolge sind menschliche Zähne das Material erster Wahl. Da es aber nicht immer möglich ist, diese in ausreichend hoher Zahl zu rekrutieren und dennoch weitere Fortschritte und Erkenntnisse im kieferorthopädischen Bereich der Zahnmedizin folgen sollten, stellen Rinderzähne dennoch eine bewährte Alternative zu menschlichen Zähnen bei der Durchführung von z.B. Abscherversuchen dar. Die dabei resultierende Haftkraft kann allerdings nicht zu 100 % mit humanem Schmelz und hierbei besonders den einzelnen Zahntypen gleichgesetzt werden.

### **5.1.2 Blockmaterial**

Für die Einbettung der Rinderzähne wurde in dieser Studie ein Schnellgießharz (Biresin G27) verwendet. Es liegen keine Studien vor, in denen nähere Informationen zum Gebrauch und der Qualität dieses Blockmaterials zu finden sind. Demnach können nur aus den vom Hersteller mitgelieferten Informationen Rückschlüsse auf die Eigenschaften des Produkts gezogen werden. Biresin G27 ermöglicht grundsätzlich die Herstellung von Einheitsblöcken. Der große Vorteil dieses Schnellgießharzes besteht darin, die Zähne gut im Material fixieren zu können und somit ein Herausbrechen während des Abscherens zu verhindern. Genauere Details hierzu liefert der Abschnitt 2.1.2.

### **5.1.3 Adhäsivsystem**

Eine ausreichend hohe Haftkraft ist ein wesentlicher Faktor, der zum klinischen Erfolg einer kieferorthopädischen Behandlung beiträgt. Dabei müssen die Materialien in der Mundhöhle sowohl kurz- als auch langfristig einwirkenden Kräften standhalten können (Mitchell et al., 1995).

Die meisten Bonding-Studien verwenden konventionelle Adhäsivsysteme bzw. Komposite, die sich hinsichtlich Partikelgröße, Viskosität und Füllstoffkonzentration unterscheiden (Ostertag et al., 1991). Aufgrund der Vielzahl an Variablen in der stofflichen Zusammensetzung ist ein Vergleich zwischen den Studien äußerst schwierig.

Am besten wäre es sicherlich, für das Befestigen der Brackets das vom Hersteller empfohlene Adhäsivsystem zu verwenden. Da jedoch bezüglich der In-Ovation<sup>®</sup>L-Brackets keine konkrete Aussage getätigt wurde, fanden in dieser Studie nun verschiedene Systeme Anwendung – mit dem Hintergedanken, für die vorherrschende Situation ein geeignetes System mit optimaler Haftkraft zu finden.

Fast alle in dieser Studie verwendeten Adhäsivsysteme gehören zu der Gruppe der lighthärtenden Adhäsive, außer das Unite Bonding-Adhäsivsystem. Dies ist ein chemisch härtender Kunststoff.

- Klassische Säure-Ätz-Technik

Bei fünf von neun Adhäsiv-/Komposit-Kombinationen kam Phosphorsäure zur Anwendung.

Seit den 70er Jahren wurde das Verfahren, Brackets nach dem Anätzen des Schmelzes auf dem Zahn zu befestigen, zur bevorzugten Methode bei der Bracketpositionierung. Dabei handelt es sich um einen mehrstufigen, etwa 60 s andauernden Prozess, der sich aus dem Anätzen mit 37 %iger Phosphorsäure, der Einwirkzeit und anschließendem Abspülen und Trocknen der Zahnoberfläche, Auftragen eines Primers sowie Bondings und letztendlich des Komposits zusammensetzt (Haller et al., 2003). Ätzmittelkonzentrationen, die außerhalb des Intervalls von 30 bis 50 % liegen, können die Mikromorphologie und Lösungskinetik des Schmelzes verändern (Diedrich, 1981). Durch das Ätzen entsteht eine 25 µm breite Schmelz-Tag-Schicht, die es zunächst dem Adhäsivsystem und später dem Komposit ermöglicht, einzudringen, sich zu verfestigen und somit eine effektive mechanische Verankerung mit dem Schmelz einzugehen.

Durch die Phosphorsäure wird allerdings auch die oberflächliche Schmierschicht sicher entfernt und das entstandene Ätzmuster zeigt durch seine kreidig-weiße Farbe eine erfolgreiche Konditionierung an. Die Haftwerte weisen bei dieser konventionellen Methode meist nur eine geringe Schwankungsbreite auf (Immerz, 2012). Dies zeigt auch vorliegende Studie: die durchschnittlichen Werte der jeweiligen Gruppen lagen bei Verwendung von i Bond in Kombination mit einem lighthärtenden Komposit sehr dicht beisammen (Gruppe J: 4,237 MPa; Gruppe L: 4,688 MPa; Gruppe Q: 4,383 MPa; Gruppe R: 4,531 MPa). Nur die Assoziation mit dem chemisch härtenden Unite-Adhäsivsystem ergab im Durchschnitt geringere Haftwerte (Gruppe M: 3,783 MPa), die jedoch nicht signifikant von denen der anderen Gruppen abwichen (Tab. 21).

Obwohl das Säureätzen eine zuverlässige Technik ist, um Brackets erfolgreich auf dem Zahn zu befestigen, bestand dennoch der Bedarf, den klinischen Prozess z.B. durch Reduktion der Arbeitsschritte zu vereinfachen, die Behandlungszeit zu verkürzen und den Schmelzverlust zu minimieren. Hinzu kommt noch, dass die Anwendung herkömmlicher Adhäsivsysteme bzw. Komposite eine Reihe von techniksensitiven Schritten beinhaltet und darüber hinaus ein komplett trockenes Arbeitsfeld voraussetzt. Diese Aspekte haben zu diversen Fortschritten geführt. Dabei galt es aber immer, eine klinisch akzeptable Haftkraft einzuhalten.

Um den klinischen Prozess zu verfeinern bzw. den Schmelzverlust zu verringern, begann man zunächst, an der Säureapplikation selbst Veränderungen vorzunehmen. Man verwendete niedriger konzentrierte Phosphorsäure bzw. verringerte die Anwendungszeit

(Kinch et al., 1988). Bezüglich der Haftkraft erkannten Sfondrini et al. (2001) keinen signifikanten Unterschied zwischen einer Einwirkzeit der Phosphorsäure von 15, 30, 60 und 90 s. Auch Gardner und Hobson (2001) sowie Wang und Yeh (1999) konnten keinen bedeutenden Einfluss auf die Haftkraft bei einer Reduktion der Ätzzeit feststellen. Wichtig war nur zu vermerken, dass bei einer Einwirkzeit, die länger als 30 s war, oder einer Säurekonzentration, die mehr als 30 % betrug, die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Schmelzausrissen erhöht war.

Andere Autoren schlugen andersartige Säuren zum Ätzen vor, wie z.B. Malein- (Urabe et al., 1999; Bishara et al., 2001) oder Salpetersäure (Gardner und Hobson, 2001).

Dennoch basiert die derzeit am häufigsten verwendete Ätztechnik (bzgl. des konventionellen Ätzens) auf der Anwendung von 37 %iger Phosphorsäure mit einer Einwirkzeit von 30 s – wie es auch in vorliegender Arbeit in Form von i Bond der Fall war.

Wurde der Schmelz nun konventionell mit i Bond angeätzt, erfolgte im nächsten Schritt das Auftragen eines Primers, wobei auch hier unterschiedliche Formen zum Einsatz kamen.

- Konventionelle Primer

Jeder Behandler hat seine Vorlieben bei der Vorbereitung der Schmelzoberfläche für die Aufnahme des Brackets. Dabei wird nicht immer Rücksicht auf die Herstellerangaben genommen. Dies kann in unterschiedlichen Bondingprotokollen münden. Mit derartigen Abwandlungen bei der Anwendung von konventionellen Primern beschäftigten sich Fernandes et al. (2012). Das Resultat waren hier ähnliche hohe Haftkräfte. Dabei spielte es keine Rolle, ob sich der Behandler an die Herstellerangaben hielt, d.h. es war egal, ob der Primer nach dem Auftragen nicht lichtgehärtet oder sowohl auf die Schmelzoberfläche als auch auf die Bracketbasis aufgetragen und darüber hinaus das Komposit statt auf den Zahn auf das Bracket appliziert wurde.

- Feuchtigkeitsunempfindliche Primer

Weitere Fortschritte basierten auf der Tatsache, dass Feuchtigkeit (in Form von z.B. Wasser oder Speichel) eine häufige Ursache für das Scheitern der Bindung zwischen Bracket und Zahn ist. Konventionelle Bonding-Systeme besitzen hydrophobe Eigenschaften. Hinzu kommt die Tatsache, dass die Adhäsion in keinster Weise chemisch erfolgt. Dies sind zwei wesentliche Gründe, warum Zahnschmelz nach der Säureätzung

trocken bleiben soll. Die Realität der klinischen Bedingungen (z.B. Blut, Wasser, Speichel oder Sulkusexsudat) verhindert oft eine komplette Isolation von der feuchten Umgebung bei der Bracketbefestigung, v.a. wenn das Bracket an schwer zugänglichen Stellen befestigt werden muss, wie es lingual oft der Fall ist. Eine Kontamination führt zur Verstopfung der durch das Ätzen geschaffenen Porositäten, wodurch die Oberflächenenergie abnimmt. Auf diese Weise wird das Eindringen des Komposits beeinträchtigt und letztendlich die mikromechanische Retention gefährdet. Darüber hinaus hat Feuchtigkeit eine weichmachende Wirkung auf das Polymer-Netzwerk. Wasser führt zur Ausbildung von hydatisierten Zonen im polaren Monomer. Dies verursacht eine Oxidation der seitenständigen C=C-Doppelbindungen, die an das Netzwerk angeschlossen werden, wodurch es zur Freisetzung von Nebenprodukten, wie z.B. Formaldehyd, kommt. Dieses ist ein Weichmacher für Kunststoffe.

Bei der Befestigung von Brackets auf dem Schmelz gibt es zwei kritische Momente, bei denen es zu einer Kontamination kommen kann: einmal nach dem Anätzen der Schmelzoberfläche und ein weiteres Mal nach der Applikation des Primers. Um die hydrophilen Eigenschaften herkömmlicher Primer zu verbessern, wurden hydrophile Monomere (z.B. HEMA oder 4-PENTA) und Lösungsmittel hinzugegeben, um eine größere Toleranz gegenüber Feuchtigkeit zu bekommen – so auch bei dem hier verwendeten feuchtigkeitsunempfindlichen Primer (Transbonds MIP). Sein hydrophiler Charakter könnte auf dem Ethanol-Lösungsmittel oder der Zugabe von HEMA oder sogar beidem basieren.

Allgemein liefern in Situationen, in denen Wasser oder Speichel gegenwärtig sind, sowohl Transbond Plus SEP als auch Transbond MIP wesentlich größere Abscherkräfte als herkömmliche Primer (Rajapodal et al., 2004; Cacciafesta et al., 2007), wobei beide sowohl unter kontaminierten (z.B. Wasser oder Speichel) als auch unter trockenen Bedingungen ähnlich hohe Haftwerte aufzeigen. Soll jedoch unter feuchten Bedingungen Transbond XT als Komposit verwendet werden, empfiehlt es sich, aufgrund der größeren Toleranz, Transbond Plus SEP anstelle von Transbond MIP zu verwenden (Vicente et al., 2009). Der selbstkonditionierende Primer besitzt gegenüber dem feuchtigkeitsunempfindlichen den Vorteil, dass Ätzen und Priming gleichzeitig erfolgen, sodass Ätztiefe und Kompositdurchdringung ideal sind. Hinzu kommt der Aspekt, dass SEP Ester und Phosphorsäure enthalten und somit die Kapazität besitzen, chemisch am Hydro-

xylopatit zu haften, was ihre mikromechanische Retention ergänzt. Vicente et al. (2009) fanden bei der Verwendung von Transbond Plus SEP im Vergleich zu Transbond MIP nach dem Debonding signifikant weniger Adhäsiv auf der Schmelzoberfläche vor. Übernässte Bedingungen können allgemein bei der Verwendung von Transbond MIP zu einer Minderung der Haftkraft bis unter die klinisch geforderten Werte führen – d.h. es sind keine völlig trockenen Zahnflächen nötig (Endo et al., 2008).

- Selbststützende Primer

Der Wunsch nach der effizientesten Klebetechnik hat im weiteren Verlauf zur Entwicklung von selbststützenden Primern in Form von „All-in-one“-Adhäsiven geführt. Durch ihre Anwendung wird ein Schritt des Bonding-Prozesses beseitigt, indem Arbeitsschritte zusammengefasst werden, da sie sowohl das Ätzmittel als auch den Primer enthalten. Ob durch ihre Anwendung tatsächlich Zeit gespart wird, ist stark umstritten. Ihre Technik ist sehr empfindlich und sie tolerieren keine ungereinigte Schmelzoberfläche. Haller et al. (2003) sind jedoch der Ansicht, dass derartige Typ-4-Systeme (50 - 80 s) im Vergleich zu Typ-2-Systemen (90 - 105 s) einen Zeitgewinn von 25 bis 40 s aufzeigen. Außerdem weisen sie im Vergleich zur konventionellen Ätztechnik nur einen begrenzt invasiven Charakter mit reduzierter Eindringtiefe und damit geringere irreversible Veränderungen am Zahnschmelz auf. Hinsichtlich resultierender Haftwerte gehen die Meinungen jedoch stark auseinander. Während einige Studien behaupten, die Festigkeit bei der Anwendung von selbststützenden Primern sei der von konventionellem Systemen mit Phosphorsäure ähnlich (Vicente et al., 2005; Hirani und Sherriff, 2006; Holzmeier et al., 2008; Lamper et al., 2012), fällt diese in anderen Untersuchungen für die selbstkonditionierenden Produkte zum Teil niedriger (Yamada et al., 2002; Scougall-Vilchis et al., 2009a; Basaran et al., 2009; Uysal et al., 2010b), zum Teil aber auch höher aus (Miyazaki et al., 1999).

Dos Santos et al. (2006) zeigten auf längere Sicht betrachtet höhere Überlebensraten für Brackets, bei denen der selbststützende Primer der Firma Transbond Anwendung fand, als für die Vorbehandlung mittels der konventionellen Ätztechnik. Darüber hinaus liefern selbstkonditionierende Produkte sogar bei Speichelkontamination brauchbare Resultate (Dunn, 2007; Santos et al., 2010). Zwar sind diese Ergebnisse schlechter als bei einer unkontaminierten Zahnoberfläche, dennoch lassen sich mit ihnen bei starkem

Speichelfluss, viel Licht und sogar bereits 15 bis 30 min nach der Platzierung der Brackets auf dem Schmelz klinisch akzeptable Haftkräfte erreichen (Turk et al., 2007).

Repräsentanten der selbstätzenden Systeme waren in unserer Studie Transbond Plus Self Etching Primer und der Ortho Conditioner (GC Corporation). Pithon et al. (2009) untersuchten hinsichtlich Transbond Plus SEP, ob es eine Auswirkung hat, wenn dieses Adhäsivsystem nach der Aktivierung nicht sofort auf die Zahnoberfläche aufgetragen, sondern für eine gewisse Zeit in diesem aktivierten Zustand belassen wird. Bis zum 15. Tag konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Haftkraft festgestellt werden, allerdings nahm diese doch kontinuierlich ab.

In diesem Zusammenhang wurde auch das wiederholte Befestigen von Brackets nach Verlust auf derselben Zahnoberfläche untersucht, mit dem Ergebnis, dass die Haftkraft mit steigender Anzahl an Befestigungsversuchen sowohl bei den selbstkonditionierenden, als auch bei den initial mit Phosphorsäure anätzenden Systemen kontinuierlich abnahm. Die Ursache ist das zurückbleibende Komposit, was beim wiederholten Konditionieren zum einen die Schmelzrauigkeit, zum anderen das Auftreten von Porositäten verringert (Bishara et al., 2003). Hinzu kommt noch die Erkenntnis, dass bei Anwendung der konventionellen Technik die Säure beim wiederholten Bonding durchaus weggelassen werden kann und dennoch eine ausreichend hohe Haftkraft resultiert. Die Säureapplikation wird erst ab der dritten Befestigung wieder notwendig. Die Vorteile dieser Vorgehensweise sind eine reduzierte Behandlungszeit und ein verminderter Schmelzverlust (Nicolás et al., 2010).

Ostby et al. (2008) untersuchten zudem SEP auf ihren Säuregrad und ihre Aggressivität. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass weniger saure Primer mit einem minimalen Ätzeffekt ausreichend genug sind, um Brackets erfolgreich auf der Zahnoberfläche zu befestigen. Primer mit einem höheren pH-Wert als z.B. Transbond Plus SEP (pH 1,0) konnten hier höhere Haftwerte erzielen und dabei sogar die Schmelzoberfläche mehr schonen. Dies zeigt, dass der pH-Wert von selbstätzenden Primern nicht primär Einfluss auf die Abscherkraft nimmt.

Abschließend sollte noch erwähnt werden, dass der Gebrauch von säurehaltigen Conditionern generell oft die Entfernung von Restadhäsiv auf dem Schmelz nach dem Debonding erschwert und folglich zur Beschädigung der Oberfläche oder gar zu Schmelzverlust führen kann.

Neben diesen systemspezifischen Eigenschaften der verschiedenen Bondingsysteme kann auch die Polymerisationsschrumpfung der Hybridschicht Einfluss auf den Haftverbund nehmen. Während der Polymerisation werden die enthaltenen Monomere in eine geordnete Struktur mit kürzeren, kovalenten Bindungen überführt (Choi et al., 2000), was zu Belastungsspannungen führt. Diese intern auftretenden Materialspannungen stehen neben dem Füllstoffgehalt des Adhäsivs in einem direkten Zusammenhang mit der erzeugten Hybridschichtstärke. Nach Alster et al. (1995) sind Dicken zwischen 50 und 400 µm ausreichend, um den auftretenden Zugkräften standhalten zu können. Mit zunehmender Schichtdicke nimmt die Anhaftkraft ab, was die Abscherkraft beeinflusst und was eine mögliche Ursache für die breite Streuung der resultierenden Haftwerte sein kann.

Auch bezüglich des Komposits blieb die Entwicklung nicht stehen. Neben dem konventionellen Transbond XT wurden in dieser Studie noch weitere Produkte auf ihre Haftfestigkeit hin getestet.

- Kunststoffmodifizierte Glasionomere

Um die altbekannten Probleme von herkömmlichen Kompositen zu lösen – wie z.B. die Plaqueakkumulation (Øgaard et al., 1988), die Demineralisation des Schmelzes im Randbereich von befestigten Brackets (Mizrani, 1983), das notwendige Säureätzen und anschließende Trocknen der Schmelzoberfläche vor der Bracketbefestigung (Godoy-Bezerra et al., 2006) oder auch die Wahrscheinlichkeit, dass beim Debonding Schmelzausrisse möglich sind (Flores et al., 1999) – entstanden zunächst konventionelle (Pascotto et al., 2004) und als Weiterentwicklung schließlich kunststoffmodifizierte Glasionomere (Rix et al., 2001).

Letztere reduzieren durch ihre kontinuierliche Fluoridfreisetzung das Risiko für Schmelzentkalkungen, indem sie den bakteriellen Stoffwechsel und die Aktivität dieser Mikroorganismen behindern (Hu et al., 2005). Ihr kariostatisches Potential im Umfeld von Brackets wurde bereits in zahlreichen in vitro (Sudjalim et al., 2007; Paschos et al., 2009), aber auch in vivo Studien (Gorton et al., 2003; Pascotto et al., 2004) untersucht.

Dabei hat Fluorid als kariostatisches Mittel zwei unterschiedliche Funktionen: zum einen hat es in höheren Konzentrationen einen bakteriostatischen Effekt, zum anderen ist es ein Hilfsmittel für die Remineralisation, indem es die Lösungsmittelthermodynamik verschiebt und dadurch die Bildung von Fluor-Hydroxylapatit begünstigt, welches in

saurem Milieu weniger löslich ist als reines Hydroxylapatit, allerdings im Vergleich dazu eine signifikant niedrigere Haftkraft aufweist (Jones et al., 2009). Das Risiko für ein Auftreten von Entkalkungen in Form von Whitespots als unwillkommene Nebenwirkung bei der Behandlung mit kieferorthopädischen Brackets beträgt 13 bis 75 % (Artun und Brobakken, 1986).

Kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente sind zudem biokompatibel und binden chemisch an Schmelz und Dentin, was einen Ätzzvorgang nicht unbedingt nötig macht. Sie ermöglichen in einer feuchten Umgebung ein effektives Befestigen von Brackets und beim Debonding ist die Wahrscheinlichkeit, dass es zu einer Schmelzbeschädigung kommt, sehr gering, da die Bruchstellen meist entweder im Material selbst oder an der Bracket-Komposit-Schnittstelle lokalisiert sind (Maruo et al., 2010). Dadurch sind sie insgesamt leichter von der Zahnhartsubstanz zu entfernen (Banerjee und Banerjee, 2011). Doch auch diesbezüglich gehen die Meinungen auseinander. Costa et al. (2012) kamen zu dem Ergebnis, dass bei Fuji Ortho LC der ARI-Score mit einem Wert von durchschnittlich 4 höher (und somit nahe an der Schmelz-Adhäsiv-Grenze) war, als z.B. bei Transbond XT mit einem mittleren ARI von 2 bis 3. Kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente, wie z.B. Fuji Ortho LC, weisen hingegen meist eine geringere Haftkraft auf als konventionelle Komposite, wie das Transbond XT (Owens und Miller, 2000; Sfondrini et al., 2001; Retamoso et al., 2010; Banerjee und Banerjee, 2011; Costa et al., 2012), v.a. wenn die Schmelzoberfläche vorher nicht angeätzt wurde (Sfondrini et al., 2001). Laut Herstellerangaben wird bei der Anwendung von kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen das Konditionieren mit 10 %iger Polyacrylsäure und eine Licht härtezeit von 40 s empfohlen, auch wenn durch Anwendung von 37 %iger Phosphorsäure eine höhere Haftkraft erzeugt werden könnte. Eine Verlängerung der Belichtungszeit verbessert das Resultat nicht signifikant (Maruo et al., 2010).

- Niedrigvisköse Komposite

Ein weiterer wichtiger Fortschritt im Bereich der dentalen Kompositwerkstoffe ist die Nanotechnologie, bei der Materialien mit einer Größe von 0,1 bis 100 nm zur Anwendung kommen (Kirk et al., 1991). Die Hauptvorteile dieser fließfähigen Komposite liegen in ihrer „Nicht-Klebrigkeit“ und der Injizierbarkeit bei deren Anwendung. Gerade die linguale Zahnoberfläche ist sehr unregelmäßig gestaltet. Hinzu kommt, dass durch das Anätzen Hydroxylapatitkristalle aus dem Schmelz herausgelöst werden, was die

Unregelmäßigkeit erhöht. Nanofüllerkomposite, wie z.B. Transbond Supreme LV, können aufgrund ihrer Fließfähigkeit optimal sowohl in die geschaffenen Mikroporositäten des Zahnes eindringen – wodurch sie eine hervorragende mikromechanische Retention schaffen –, als auch in die Maschen der Bracketunterseite (Uysal et al., 2010a; Albaladejo et al., 2011). Dies basiert auf der Tatsache, dass eine geringe Anzahl an geladenen Teilchen Einfluss auf die Viskosität des Komposits nimmt, indem es seinen freien Fluss in die durch den Ätzbvorgang geschaffenen Schmelzporen begünstigt (Hocevar, 1977; Roberts et al., 1978). Fließfähige Komposite sind somit gut geeignet für die Befestigung von Brackets an schwer zugänglichen Stellen.

Transbond Supreme LV enthält darüber hinaus bekanntlich ein Dimethacrylat-Polymer, das zusätzlich Einfluss auf das Fließverhalten des Materials nimmt, indem es das Komposit unter Druck fließen und nach der Bracketpositionierung bis zur Lichthärtung an Ort und Stelle bleiben lässt. Diese Kontrolle des Fließverhaltens basiert auf der Zusammensetzung von Transbond Supreme LV aus agglomerierten und nicht-agglomerierten Nanopartikeln mit einer Größe zwischen 0,6 und 75 nm (Asmussen, 1977; Cinader und Darell, 2009).

Ein weiterer Vorteil ist, dass, egal ob ein Adhäsivsystem Verwendung fand oder nicht, in früheren Untersuchungen ähnlich hohe Haftwerte erzielt werden konnten (Albaladejo et al., 2011). Allerdings kam es beim Abschervorgang vermehrt zum Bruch des Verbundes an der Schmelz-Komposit-Grenze, also einem ARI-Grad 5 (Albaladejo et al., 2011). Die Ergebnisse unserer Arbeit können diese Aussagen nicht bestätigen, da keiner der sieben Prüfkörper einen ARI von 5 aufzeigt. Im Gegenteil: es blieb sogar bei drei von sieben Prüfkörpern 100 % Restadhäsiv auf der Zahnoberfläche zurück.

Tecco et al. (2008) konnten bezüglich der Schmelzläsionen und Brüche keine signifikanten Unterschiede zwischen fließfähigen und konventionellen Kompositen aufzeigen.

Es ist allerdings schwierig, auf den Einflussfaktor Füllstoffgehalt bezüglich auftretender Materialspannungen konkret einzugehen, da sich die Hersteller mit detaillierten Informationen zu ihren Produkten und speziell zu deren Zusammensetzung eher zurückhaltend zeigen. Einige Studien überliefern, dass die Füllstoffkonzentration Einfluss auf die physikalischen Eigenschaften von Kompositen nimmt, z.B. die Mikrohärtigkeit oder den Polymerisationsgrad (Faltermeier et al., 2007). So fanden Ostertag et al. (1991) in einer experimentellen Studie heraus, dass es mit einem Anstieg des Füllstoffgehalts auch zu

höheren Haft- und Torsionskräften kommt. Ein geringer Füllstoffgehalt bedeutet allerdings auch, dass ein hoher Gehalt an schrumpfenden Monomeren in der Kunststoffmatrix vorhanden ist. Die Konsequenz ist eine hohe Polymerisationsschrumpfung. Transbond Supreme LV hat – wie bekannt ist, selbst wenn keine konkreten Zahlen publik gemacht wurden – im Vergleich zu Transbond XT einen höheren Füllstoffgehalt und somit eine geringere Schrumpfung (Moszner und Klapdohr, 2004), was vermutlich einen besseren Randschluss zur Folie hat (Geraldini und Perdigao, 2003). Die gute Randabdichtung wird auch durch den anorganischen Teil des Komposits (wie z.B. Quarz oder Silizium) beeinflusst, welcher das Material nicht nur abriebfester macht und somit die Haftkraft ansteigen lässt, sondern auch den Wärmeausdehnungskoeffizienten verringert, wodurch sich die Werte denjenigen des Schmelzes annähern. Dies verringert das Risiko für das Auftreten von Randspalten (Venhoven et al., 1996). Allerdings gehen auch hier die Meinungen auseinander (Choi et al., 2000). Hinsichtlich des ARI-Scores lässt sich allerdings sagen, dass bis zu einem Füllstoffgehalt von 70 % kein signifikanter Unterschied zwischen einem konventionellen und einem höher gefüllten Komposit festgestellt werden konnte. Erst Konzentrationen, die diesen Wert überschreiten, lassen auch den Restadhäsivverbleib auf der Schmelzoberfläche ansteigen (Faltermeier et al., 2007b).

- Color-Change-Komposite

Farbverändernde Komposite, wie das hier verwendete Blugloo der FirmaOrmco, haben neben ihren physikalischen Eigenschaften den großen Vorteil, abhängig von der Temperatur, ihre Farbe zu ändern (Türkkahraman et al., 2010). Kühle Temperaturen halten demnach die blaue Farbe. Ein Aktivieren mit Licht lässt den Kunststoff durchsichtig werden. Durch Luft oder Wasser, und somit kühlere Temperaturen ist Blugloo schließlich wieder leicht zu identifizieren (Northrup et al., 2007). Dies erleichtert den Prozess der Kompositentfernung beim Befestigen und Wiederentfernen der Brackets.

Abscherversuche sollten jedoch auch bei Verwendung von Blugloo erst nach 24 h erfolgen, da zu diesem Zeitpunkt die Haftkraft signifikant höher ist als 15 min nach der Bracketbefestigung (Duers et al., 2011). Allerdings waren die Werte selbst nach 15 min für den klinischen Einsatz akzeptabel und ausreichend.

- Light Bond

Das 3-Stufen-Klebesystem Light Bond wurde nicht in allzu vielen Studien auf seine Abscherkraft hin untersucht. Summers et al. (2004) fanden dennoch heraus, dass Light Bond bei vorheriger Anwendung von 37 %iger Phosphorsäure für 40 s im Vergleich zu Fuji Ortho LC und vorausgehendem Anätzen der Schmelzoberfläche mit 10 %iger Polyacrylsäure für 20 s signifikant höhere Haftwerte aufzeigte. Und dabei spielte es keine Rolle, ob das Debonding 30 min oder 24 h nach der Bracketapplikation stattfand. Öztürk et al. (2008) erhielten für Light Bond auch signifikant höhere Abscherkräfte als für Transbond XT. Light Bond hat zudem die besondere Eigenschaft, Füllpartikel zu besitzen, die Licht reflektieren können. Somit ist eine vollständige Aushärtung auch unter Metallbrackets garantiert – sogar an durch die Polymerisationslampe schwer zugänglichen Stellen.

- Chemisch härtende Komposite

Das Unite Bonding-Adhäsivsystem stellte in dieser Untersuchung den Vertreter der chemisch härtenden Kunststoffe dar. Allerdings war auch hier die literarisch verfügbare Ausbeute eher spärlich. Bulut et al. (2007) erzielten mit Unite Bonding, einem „no-mix bonding adhesive“, mit 15,7 MPa höhere Haftwerte als mit dem lighthärtenden Transbond XT (11,6 MPa).

Bezüglich der mittleren Abscherkraft schnitt der chemisch härtende Kunststoff in dieser Studie im Vergleich zu allen anderen verwendeten Materialien, und folglich auch zu dem konventionellen Komposit (4,237 MPa), mit 3,783 MPa am schlechtesten ab. Allerdings wurde der Unterschied nicht als signifikant gewertet. Das Problem in der Gruppe des Unite Bonding-Adhäsivsystems könnte darin begründet sein, dass nur fünf der zehn Prüfkörper brauchbare Ergebnisse erzielten – eine vermutlich zu geringe Anzahl, um repräsentativ für das ganze System zu sein, da immer Effekte Einfluss auf die Versuchsdurchführung nehmen können und sich diese gerade bei einer sehr kleinen Stichprobenzahl stark auf das Endresultat auswirken können.

In vivo konnte eine Studie zeigen, dass die Verlustrate bei Anwendung dieses Komposits im hinteren Segment des Zahnbogens signifikant höher war als im vorderen (Bherwani et al., 2008). Mögliche Ursachen hierfür sind die andersartige Topographie der bukkalen Schmelzflächen, die erschwerte Feuchtigkeitskontrolle in diesem Bereich sowie stärkere Kaukräfte. Die letzten beiden Aspekte können darüber hinaus auch eine potentielle Ursache dafür sein, dass die Verlustrate in anderen Studien im Unterkiefer

höher war als im Oberkiefer. Chemisch härtende Kunststoffe scheinen somit nicht sehr tolerant gegenüber Feuchtigkeit und hohen Kräften zu sein.

#### **5.1.4 Bracket**

In dieser Studie fand das In-Ovation<sup>®</sup>L-Bracket Anwendung. Hinsichtlich seiner Haftkraft liegen bislang noch keine Studien vor. Aus diesem Grund werden nun die Eigenschaften dieses Befestigungselements aufgeschlüsselt und mit anderen Studien verglichen.

Die In-Ovation<sup>®</sup>L-Brackets werden im Spritzgussverfahren hergestellt. Dies garantiert eine geringe Größe und zugleich hohe Festigkeit. Ein solches Design verbessert nicht nur den Patientenkomfort, sondern mindert auch das Risiko gingivaler Interferenzen. Die laut Herstellerangabe besonders glatte Oberfläche – bedingt durch ein computergesteuertes Fräsen, z.B. des Slots – reduziert die Plaqueanlagerung.

Metallbrackets weisen allgemein meist signifikant höhere Haftwerte und zudem niedrigere ARI-Grade auf als Keramik- oder Kunststoffbrackets (Fernandez und Canut, 1999; Guan et al., 2000; Jia-Kuang et al., 2002; Fernandes et al., 2012), wobei eine Veränderung des Bondingprotokolls (z.B. der Vergleich zwischen: Berücksichtigung der Herstellerangaben, keine Lichthärtung des Primers und Auftragen des Primers sowohl auf die Zahnoberfläche als auch auf die Bracketbasis) keinen Einfluss auf die Adhäsion zu nehmen scheint (Fernandes et al., 2012), ebenso wie die Tatsache, ob nun ein selbstätzender Primer oder das konventionelle Ätzen zum Einsatz kommt. Es konnte für keinen der genannten Differenzierungsgrade eine erwähnenswert geringere oder höhere Haftkraft festgestellt werden (Mirzakouchaki et al., 2012).

Die Bracketbasisfläche der In-Ovation<sup>®</sup>L-Brackets weist eine Größe von 21,14 mm<sup>2</sup> auf. Sie ist somit größer als die von Mac Coll et al. (1998) festgelegten 6,82 mm<sup>2</sup>, die als Mindestmaß für eine ausreichende Retention gelten. Darunterliegende Werte zeigten höhere Verlustraten. Bei Basisflächengrößen bis zu 12,35 mm<sup>2</sup> konnte kein signifikanter Einfluss auf die Haftkraft beobachtet werden. Die Größe der Bracketbasis spielt auch bei der Genauigkeit der Positionierung der Brackets auf der Zahnoberfläche eine entscheidende Rolle. Allerdings konnte Andrews (1976) die Behauptung einer früheren Studie, dass kleine Brackets im Vergleich zu großen (zu diesen zählt auch das In-Ovation<sup>®</sup>L-Bracket) schwieriger exakt zu positionieren sind, nicht bestätigen.

Schmelzausrisse während des Abscherens sind bei rein mechanischer Retention der Brackets unwahrscheinlicher als bei rein chemisch haftenden Varianten (Russel, 2005).

Im Allgemeinen nehmen einige Autoren an, dass durch ein Vorbehandeln der Bracketbasis vor ihrem klinischen Einsatz – im Sinne einer Vorreinigung z.B. mit Lösungsmittel und damit der Elimination einer möglichen Kontamination – der adhäsive Verbund gesteigert werden kann (Faltermeier und Behr, 2009).

Das In-Ovation<sup>®</sup>L-Bracket besitzt eine sogenannte „Super-Mesh“-Basis. Ein wesentlicher Einflussfaktor auf den Verbund Schmelz-Adhäsiv-Bracket ist die mechanische Retentionsform dieser Bracketbasis (Sharma-Sayal et al., 2003). Sharma-Sayal et al. (2003) untersuchten Retentionsbasen verschiedener Metallbrackets, die sich hinsichtlich ihrer Größe, der Anzahl der Maschen, vorhandener Mikroätzung und doppelter Netzbasis unterschieden. Als Adhäsivsystem kam Transbond XT zum Einsatz, mit dem die Brackets auf Rinderzähnen befestigt wurden. Die höchsten Haftwerte konnten mit der kleinsten Basisfläche und der geringsten Anzahl an Maschen in der Netzbasis erzielt werden. Das System mit der stark strukturierten, doppelten und relativ großen Netzbasis, vergleichbar mit dem in dieser Untersuchung verwendeten In-Ovation<sup>®</sup>L-Bracket, erzielte die zweitniedrigsten Haftwerte. Thanos et al. (1979) fanden heraus, dass mit Maschen versehene Basen eher einer Spannung und gegossene Metallbasen eher Scherkräften standhalten können. Smith und Reynolds (1991) beurteilten die Leistung von fein- sowie grobmaschigen und mit Unterschnitten versehenen Bracketbasen und kamen zu dem Ergebnis, dass die feinmaschigen Basen eine höhere Scherfestigkeit aufwiesen als die grobmaschigen und beide wiederum höhere Werte erzielten als die mit Unterschnitten versehenen. Außerdem überlieferten Knox et al. (2001), dass der Abstand der Maschen und der Durchmesser des Brackets Einfluss auf die Größe und Verteilung der Belastung nehmen. Bishara et al. (2004) beschäftigten sich in ihrer Studie ebenfalls mit dieser Thematik und verglichen Bracketbasen mit einfachen Maschen (Victory Series) mit solchen, die doppelte Maschen und somit stärker strukturierte Unterseiten besitzen (In-Ovation). Die Ergebnisse lieferten vergleichbare Haftwerte und Bruchmodi. Es konnte kein großer Unterschied zwischen diesen beiden Produkten nachgewiesen werden.

Willems et al. (1997) belegten mit ihrer Studie ebenfalls, dass die Beschaffenheit der Bracketbasis Einfluss auf den adhäsiven Haftverbund nimmt, da sie z.B. das Eindringen

von Komposit verbessern kann (Abu Alhaija und Al-Wahadni, 2004; Merone et al., 2010).

Insgesamt betrachtet haben sich bislang Metallbrackets mit feinmaschiger Netzunterlage für eine präzise, kontrollierte Zahnbewegung bewährt (Diedrich, 1983).

Es gibt eine Vielzahl von Arbeiten, die verschiedene Aspekte studiert und ausgewertet haben. Allerdings gibt es nur wenig veröffentlichtes Material, das sich mit der Scherfestigkeit von selbstligierenden Brackets beschäftigt hat. Northrup et al. (2007) verglichen die Haftkraft eines konventionellen Brackets mit der eines selbstligierenden, wobei zwei unterschiedliche Adhäsivsysteme verwendet wurden. Das konventionelle Befestigungselement zeigte geringere Haftwerte als das selbstligierende. Bezüglich der ARI-Grade konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Die Überlebensrate der beiden Bracketssysteme lag sowohl bei Verwendung von Transbond XT als auch von Blugloo unter normalen Kau- und orthodontischen Kräften bei über 90 %.

Selbstligierende Befestigungselemente weisen allgemein Vorteile auf: so können sie eine unerwünschte Reibung des Drahtes verhindern (Harradine, 2003), es müssen keine Gummis verwendet werden (Scott et al., 2008), sie sorgen für eine sichere Drahtbefestigung sowie die optimale Position desselben (Harradine, 2001). Darüber hinaus machen sie eine schnelle Drahtentfernung und -wiedereinbringung möglich (Turnbull et al., 2007). Die Behandlungszeiten werden verkürzt (Chen et al., 2010). Selbstligierende Brackets vereinfachen außerdem die Reinigung der Zahnoberfläche um das Bracket herum und sorgen so für eine bessere Mundhygiene (Harradine, 2003). Allerdings besitzen sie eine mechanische Vorrichtung, um den Slot zu schließen. Durch diese sind sie viel teurer als konventionelle Brackets (Sfondrini et al., 2012).

Fleming und Johal (2010) berichteten, dass sich selbstligierende von konventionellen Brackets hinsichtlich des subjektiven Schmerzempfindens des Patienten bei der Durchführung von Zahnbewegungen sowie der kieferorthopädischen Behandlung nicht wesentlich unterscheiden.

Es liegen jedoch bis jetzt keine Studien vor, die eine Aussage hinsichtlich der Haftkraft von Lingualbrackets treffen.

## **5.2 Diskussion der Methode**

Ziel der Studie war es, anhand von Abscherversuchen ein geeignetes Adhäsivsystem bzw. Komposit für die Befestigung der In-Ovation<sup>®</sup>L-Brackets auf bovinem Zahnmaterial zu finden. Dieses sollte zum einen für eine ausreichende Haftkraft sorgen, zum anderen aber beim Debonding zu keinen Schmelzbeschädigungen oder sogar -ausrissen führen. Die gewonnenen Daten werden in diesem Teil der Arbeit erneut aufgegriffen, interpretiert und mit anderen Studien verglichen.

Da es sich um eine *in vitro* Studie handelt, können gewonnen Erkenntnisse nicht ohne Weiteres auf *in vivo* Verhältnisse, d.h. das orale Mundmilieu, übertragen werden. Es können lediglich Annahmen getätigt werden. Für exakte Belege müssten weitere Untersuchungen folgen.

### **5.2.1 Einbettung**

Die Problematik bei der Einbettung der Probenzähne in das Schnellgießharz bestand in dieser Studie darin, dass eine exakte Positionierung der Lingualflächen parallel zur Blockoberfläche nur bedingt möglich war, da das verwendete Schnellgießharz doch eine gewisse Fließfähigkeit aufwies. Dennoch wurde versucht, die Zähne so in der Masse zu positionieren, dass nur die orale Fläche (d.h. Krone und Wurzel) des Zahnes zu sehen war, um eine möglichst einheitliche Ausrichtung zu gewährleisten. Solche Einheitsblöcke machen es grundsätzlich möglich, die bovinen Zähne in ähnlicher Art und Weise in die Universalprüfmaschine einzuspannen. Der Winkel beim Positionieren des Probenkörpers variierte jedoch gelegentlich, weshalb nicht von „genormten“ Prüfkörpern gesprochen werden darf. Die Gründe hierfür sind unterschiedlich: auf der einen Seite sind Rinderzähne bedingt durch vorhandene Schmelzunregelmäßigkeiten, die v.a. auf der lingualen Zahnoberfläche besonders stark ausgeprägt sind, nicht uniform (siehe 2.1.1.). Ein mögliches Beschleifen der Oberfläche, um gegebenenfalls genormte Oberflächen zu erhalten (Algera et al., 2008), wirkt sich nicht nur auf die *in vivo* Bedingungen aus, sondern führt auch zu einem Anstieg der Haftkraft und des Restadhäsivverbleibs auf der Schmelzoberfläche (Schneider et al., 1981).

Auf der anderen Seite kann von keiner Normierung gesprochen werden, da die Bracketposition auf der Zahnoberfläche nicht exakt berechnet wurde, wodurch z.B. kein einheitlicher Abstand der Befestigungselemente zur Schneidekante gegeben war. Der

Kompromiss bestand demnach lediglich in dem Versuch, Einheitsblöcke – bezüglich Größe und Applikationsort der Befestigungselemente – herzustellen. So fand die Ausrichtung der Blöckchen in der Prüfmaschine nicht ausschließlich durch Einspannen statt, sondern es wurde zudem versucht, den Metallkeil dem Bracket zuzuordnen, um so Einfluss auf die Position zu nehmen.

Durch Silikongussformen sollten die Prüfkörper hinsichtlich ihrer Größe und Ausdehnung vereinheitlicht werden. Allerdings kann auch hier von keiner Normierung gesprochen werden, da Differenzen hinsichtlich der Herstellung und Verarbeitung bestanden. So erfolgte z.B. das Anmischen des Harzes rein nach Augenmaß. Da des Öfteren angemischt werden musste, ist nicht davon auszugehen, dass immer die gleichen Mengen an Flüssigkeit und Pulver in den Blöcken enthalten waren.

Nach der Aushärtung des fließfähigen Harzes und der Entnahme der Prüfkörper aus der Silikonform wurden bestehende Ränder und scharfe Kanten mittels einer Handfräse entfernt.

Aus genannten Gründen handelt es sich bei dieser Studie um keine genormten Prüfkörper. Um reproduzierbare Bedingungen zu erhalten, müssen Nivellierungsmaßnahmen erfolgen, die allerdings die zu untersuchenden Aspekte einschränken und falsche Ergebnisse vortäuschen können.

Dennoch weist das hier verwendete Schnellgießharz Biresin G27 gegenüber dem z.B. oft verwendeten Gips auch einen Vorteil auf: die Zähne sind gut in dem Material fixiert, sodass ein Herausbrechen aus der Einbettung in dieser Studie nicht beobachtet werden konnte. Daraus kann man den Rückschluss ziehen, dass die werkstoffkundlichen Eigenschaften des Harzes durch z.B. eine feuchte Lagerung der Prüfkörper im Zeitintervall von der Bracketanbringung bis zur Durchführung der Abscherversuche nicht beeinflusst werden.

### **5.2.2 Bracketpositionierung**

Die primär durchgeführte mechanische Reinigung der zu beklebenden Zahnoberfläche mit fluoridfreier Polierpaste und Gummikelch sowie anschließendes Abspülen und Trocknen hat vermutlich keinen Einfluss auf den Haftverbund zwischen Schmelz und Adhäsiv, allerdings liegen zu dem verwendeten Mira Clean diesbezüglich auch keine Studien vor.

Das Applizieren der Brackets mittels unterschiedlicher Adhäsivsysteme (2.1.3. und 4.1.3.) erfolgte durch zwei Personen, wobei keine näheren Aufzeichnungen darüber getätigt wurden, welcher Prüfkörper durch welche Person hergestellt wurde.

Wichtig war es, das Bracket dabei gut an die Zahnoberfläche anzudrücken, um für eine ausreichend hohe Abscherkraft einen möglichst großflächigen Kontakt zwischen Attachment und Schmelz herzustellen.

Hinsichtlich der genauen Position in horizontaler, axialer sowie vertikaler Richtung gab es keine konkreten Vorgaben, sodass, wie in Punkt 4.2.1. bereits erwähnt wurde, kein einheitlicher Abstand zwischen der Oberkante des Brackets und der Schneidekante herrschte. Der Metallkeil wurde demnach abhängig von der Bracketposition individuell positioniert, sodass von keinem gleichen Kraftansatzpunkt bei allen Prüfkörpern ausgegangen werden kann.

Zu der Genauigkeit der Bracketpositionierung äußerten sich mehrere Autoren: Andrews (1976) z.B. beschrieb, dass Brackets idealerweise innerhalb gewisser Toleranzgrenzen positioniert werden sollen, da es sonst, unabhängig von der Art der Ligation, zu Zahnfehlstellungen kommen kann. Dies macht eine erneute Bracketbefestigung oder kompensatorische Drahtbiegungen und folglich einen erhöhten Zeit- und Kostenaufwand nötig. Deswegen sind Kenntnisse über etwaige Positionierungsfehler, die einem bestimmten Bracketsystem zugeordnet werden können, von potentieller Bedeutung. Bei Hochkantstellung und bei vertikaler Positionierung der Befestigungselemente zeigten sich die meisten Fehler hinsichtlich des Winkels (Fowler, 1990; Taylor und Cook, 1992). Die Ursache liegt darin begründet, dass die mesio-distale Ausdehnung der Zahnoberfläche kleiner ist als die okkluso-gingivale Höhe (Chen et al., 1998).

Sind im Allgemeinen Korrekturen während der Bracketbefestigung nötig, können mögliche Umpositionierungsversuche durch den Behandler das geschaffene Ätzmuster im Schmelz zerstören bzw. im späteren Verlauf die Polymerisation stören (De Saeytjdt et al., 1994).

Der individuelle Anpressdruck bei der Positionierung der Brackets nimmt Einfluss auf die Kompositschichtdicke und somit auf die Stärke des Verbunds Schmelz-Adhäsiv-Bracket. Dies entspricht der Realität in der kieferorthopädischen Praxis, wo die Brackets ebenfalls manuell auf die Zahnoberflächen angebracht werden. Auch wenn die Applikation hier nur durch eine Person erfolgt, ist dennoch von Abweichungen hinsicht-

lich dem Anpressdruck und somit unterschiedlichen Adhäsiv- bzw. Kompositschichtdicken auszugehen.

Neben diesem Aspekt wird die Schichtdicke des Kunststoffes auch durch andere Faktoren wie die Viskosität des Materials, Temperaturveränderungen, aber auch die Feuchtigkeit im Mundmilieu beeinflusst (Ostertag et al., 1991).

Das dentale Oberflächenrelief nimmt ebenfalls Einfluss auf die Adhäsiv- und Kompositschichtdicke und auf die Abscherkraft. Unregelmäßigkeiten der Oberfläche und auch der Krümmungsradius der Zähne können zu variierenden Schichtdicken führen und Spannungen verursachen. Grund ist ein unterschiedliches Ausmaß an Polymerisationsschrumpfung und thermischer Expansion in den verschiedenen Schichtstärken (Evans und Powers, 1985). Dies kann ein unvollständiges Aushärten des Adhäsivs bzw. des Kunststoffes begünstigen (Sergl, 1990) und die Anhaftung des Brackets auf der Schmelzoberfläche reduzieren (Knoll et al., 1986). Somit sind minimale Dicken erforderlich, um eine optimale Abscherkraft (Buonocore, 1963) und dadurch eine höhere Belastbarkeit des Haftverbunds zu erzielen (Jost-Brinkmann et al., 1992b).

Arici et al. (2005) konnten für GC Fuji Ortho LC bei Schichtdicken zwischen 0 und 0,25 mm eine ansteigende Haftkraft beobachten. Allerdings nahm diese wieder ab, als auf 0,5 mm Dicke erhöht wurde. Eine mögliche Ursache dieses Phänomens könnten die ablaufenden Polymerisationsreaktionen sein: so findet zum einen eine langsame Säure-Base-Reaktion zwischen dem Pulver und der organischen Säure statt. Zum anderen setzt unmittelbar nach dem Anmischen eine photochemische Reaktion ein (Komposit-Komponente), die die Polymerisation indiziert. Die Vernetzung zwischen diesen beiden Phasen in Form einer erneuten Polymerisation könnte ein Grund dafür sein, dass eine ausreichend hohe Haftkraft Zementschichtdicken größer als 0 mm erfordert. Jost-Brinkmann et al. (1992b) erzielten mit Transbond XT bei Dicken zwischen 0 und 0,2 mm optimale Haftwerte. Zu dicke Kompositschichtstärken begünstigen das Auftreten von Spannungen, Mikrolufteinschlüssen und Wasserabsorption, was die Haftkraft deutlich reduzieren kann (Özcan et al., 2008). Eine mögliche Speichelkontamination der Schmelzoberfläche lässt sich jedoch gerade bei der Bracketanbringung in vivo meist nicht vermeiden. Sie reduziert, z.B. bei der Anwendung von Transbond XT, die Haftkraft und führt zu einem ARI-Score von 5 (Iijima et al., 2008). Daraus lässt sich für vorliegende Arbeit schließen, dass die Bracketanbringung vermutlich in den meisten

Fällen unter trockenen und sauberen Bedingungen erfolgte. Einen ARI-Grad 5 zeigten zwei der acht untersuchten Prüfkörper.

### **5.2.3 Lichthärtung**

Am häufigsten finden zur Aushärtung von Kompositen Halogenlampen Anwendung. Allerdings haben diese auch einige Nachteile, wie etwa eine begrenzte Lebensdauer von ca. 40 - 100 h aufgrund der hohen Betriebstemperaturen oder aber auch eine Verringerung in ihrer Lichtleistung (Banerjee und Banerjee, 2011). Dies sind potentielle Gründe dafür, dass die resultierenden Haftkräfte in dieser Studie etwas geringer ausfielen als die von Reynolds geforderte Mindesthaftkraft.

1995 wurde die LED-Technologie durch Mills et al. ins Leben gerufen. Diese Lampen zeichnen sich durch eine längere Lebensdauer, eine geringere Leistungsreduzierung, einen geringeren Stromverbrauch, aber auch durch eine Resistenz gegenüber Vibration aus.

Allgemein wird für Halogen- und LED-Lampen eine Belichtungszeit von 20 - 40 s angeraten. Dabei ergibt sich bei 20 s LED-Licht eine vergleichbare Haftkraft wie bei 40sekündiger Anwendung von Halogenlicht (Usumez et al., 2004). Retamoso et al. (2010) kamen sogar zu dem Ergebnis, dass durch LED-Lampen bei gleicher Lichtqualität die Aushärtungszeit um 60 % reduziert werden kann. Banerjee und Banerjee (2011) sowie Costa et al. (2011) fanden heraus, dass LED-Lampen vergleichbare Haftwerte liefern wie Halogen-Lampen, wodurch die Behandlungszeit am Stuhl minimal reduziert werden kann (Lamper et al., 2012).

So behaupten einige Forscher, dass die Haftkraft im Wesentlichen von dem Material und nicht von der Art der Lichtquelle beeinflusst wird (Retamoso et al., 2010). Dennoch könnte durch Anwendung einer LED-Lampe die Belichtungszeit verkürzt und so mögliche Fehlerquellen, die in diesen Zeitraum fallen, beseitigt werden.

Eine weitere Ursache für eine verminderte Haftkraft könnte ein verschmutzter oder defekter Lichtleiter sein. Die vorhandenen dunklen Fasern stehen hier für den Transport des Lichtes nicht mehr zur Verfügung, wodurch das Adhäsiv bzw. das Komposit nicht optimal aushärten kann. Weitere Einflussfaktoren sind die Länge und der Modus der Lichtaushärtung.

Um in dieser Studie maximale Abscherkräfte zu erreichen, erfolgte die Aushärtung des Komposits nach der Bracketplatzierung von vier Seiten.

Silta und Dunn (2005) erzielten für Metallbrackets ab einer Polymerisationszeit von 20 s akzeptable Haftkräfte. Swanson et al. (2004) hielten schon 10 s für klinisch akzeptabel. In unserer Untersuchung richtete sich die Polymerisationszeit nach den einzelnen Systemen, die Anwendung fanden (siehe 2.2.4.). Details wurden den Herstellerangaben entnommen.

#### **5.2.4 Lagerung**

Eine Flüssigkeitslagerung der Prüfkörper bis zur Abscherprüfung sollte die in vivo Bedingungen simulieren. Solche Medien können zudem auch ein Austrocknen des Schmelzes bis zur Durchführung der Abscherversuche verhindern. Außerdem sorgen sie dafür, dass das Wachstum von Bakterien, Viren und Pilzen reduziert wird (Jaffer et al., 2009).

Jaffer et al. (2009) nahmen an, dass Lagerungsmedien Einfluss auf die Haftfestigkeit von Brackets am Schmelz nehmen und gingen dieser Vermutung näher auf den Grund. Sie kamen zu der Erkenntnis, dass weder Wasser noch Chloramin T (1 % und 10 %) oder isotonische Kochsalzlösung die Haftkraft wesentlich beeinflussen. Nur Ethanol und Trockenheit resultieren in niedrigeren Abscherwerten, da sie eine Austrocknung des Schmelzes begünstigen. Bezüglich des ARI-Scores konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Medien festgestellt werden. Darüber hinaus untersuchten sie, ob ein Abspülen nach der Entnahme aus dem Flüssigkeitslager sinnvoll ist. Dadurch konnten zwar höhere Haftkräfte erzielt werden, der Unterschied war jedoch nicht statistisch bedeutsam.

Mögliche Ursachen für diesen kleinen Anstieg der Abscherkraft sind folgende: zum einen liegt die Vermutung nahe, dass der Biofilm, der sich während der Lagerung bildet und aus Mikroorganismen, organischen und chemischen Produkten besteht, durch ein Abspülen vor dem Ätzen entfernt wird. Eine weitere undokumentierte Ursache (falls ein Abspülen unterbleibt) könnte das in den Poren des Schmelzes zurückbleibende Material sein, das den Ätzevorgang überlebt und anschließend Einfluss auf die Primer-Polymerisation nimmt. Oder aber auch die Tatsache, dass das Lagerungsmedium die Oberflächenspannung des Schmelzes und darüber hinaus die Effektivität des Ätzmittels

beeinflussen könnte. Allerdings liegen zu all diesen Vermutungen noch keine Studien vor, sodass derartige Mechanismen zuerst untersucht werden müssen, bevor sie Gültigkeit erlangen. Dennoch wird ein Abspülen der Schmelzoberfläche empfohlen, um soeben genannte Nebenwirkungen zu vermeiden.

So kam ein Abspülen indirekt auch in dieser Studie zur Anwendung: Unmittelbar nach der Gewinnung des bovinen Zahnmaterials wurde dieses zunächst in 0,5 %iges Chloramin T gegeben, welches desinfizierende Wirkung hat. Eine Woche vor der Herstellung der Prüfkörper erfolgte die Umlagerung in destilliertes Wasser mit dem Hintergedanken, mögliche Wechselwirkungen zwischen dem Desinfektionsmittel und dem Schmelz und daraus folgend Auswirkungen auf die Haftkraft auszuschließen. Hinsichtlich der resultierenden Haftkraft scheint es keine Rolle zu spielen (Jaffer et al., 2009), ob die Lagerung in Wasser oder in Chloramin T erfolgt (Jaffer et al., 2009), sodass zuerst die desinfizierende Wirkung von Chloramin T und anschließend die Spülwirkung von destilliertem Wasser ausgenutzt werden kann.

Eine Aufbewahrung in 0,5 %iger Chloramin T-Lösung wurde von vielen Autoren beschrieben (Oesterle et al., 1998; Hobson et al., 2001; Klocke et al., 2003). Allerdings wurde bei unseren Untersuchungen nicht darauf geachtet, dass bei anschließender Wasserlagerung die Wassertemperatur 37 °C betrug, wie es in etlichen anderen Studien der Fall war (Hocevar und Vincent, 1988; Hobson et al., 2001; Yi et al., 2003), um somit die Wärme der humane Mundflora nachzuahmen.

Die Höhe der Konzentration von Chloramin T beeinflusst den Haftwert nicht wesentlich. Zwar führt z.B. eine 10 %ige Lösung zu einer höheren Abscherkraft als eine 1 %ige, allerdings ist die Differenz so minimal, dass sie sich statistisch nicht auf das Resultat auswirkt (Jaffer et al, 2009).

Hinsichtlich der Dauer der Lagerung des Zahnmaterials in einem geeigneten Medium erzielten Retief et al. (1989) in ihrer Studie nach sechsmonatiger Lagerung für Chloramin T (1 %) und physiologischer Kochsalzlösung die höchsten Haftwerte. Zwischen beiden Medien konnte kein großer Unterschied festgestellt werden. Dokumentationen über eine einzuhaltende Frist bei der Flüssigkeitslagerung liegen jedoch nicht vor.

Eine mögliche Beeinflussung der Haftkraft durch die Flüssigkeitslagerung der Zähne zwischen der Bracketapplikation und den Abscherprüfungen konnte durch Lopez (1980)

nicht bestätigt werden. Chamda et al. (1996) stellten jedoch mit der Zeit eine Zunahme der Retention fest.

### **5.2.5 Versuchsdurchführung**

Abscherversuche werden durchgeführt, seit mit Hilfe von Maschinen Kräfte ausgeübt werden können, die sich mit denjenigen vergleichen lassen, die häufig für das Versagen der Bracketbindung in der kieferorthopädischen Praxis verantwortlich sind. Prietsch et al. (2007) zeigten, dass Scherbelastungen der klinischen Realität am nächsten kommen. Das heißt, auch wenn die Belastungen, die auf den Bracket-Adhäsiv-Verbund einwirken, in der Mundhöhle sehr vielfältig sind, stellt die okklusale Krafteinwirkung die häufigste Ursache für den klinischen Bracketverlust dar (Gorelick et al., 1984).

Universalprüfmaschinen sind international anerkannt und werden oft in Verbindung mit Druck- und Zugprüfungen verwendet (Larmour und Stirrups, 2000; Prietsch et al., 2007). Allerdings machen sie es aufgrund ihrer Proportionen unmöglich, für in vivo Studien verwendet zu werden (Hubert et al., 2001).

Thomas et al. (1999) belegten, dass beim Debonding im Moment des Lösens des Verbunds neben Scher-, auch Druck- und Zugkräfte mitwirken. Eine Scherbelastung wird erzeugt, wenn das Bracket durch eine parallel zur Schmelzoberfläche angreifende Kraft (z.B. in Form des Metallkeils) nach unten abgleitet. Zugkräfte hingegen wirken senkrecht auf die Kunststofftags, welche die durch das Anätzen geschaffenen Mikroporositäten ausfüllen.

Ein großer Nachteil von Abscherprüfungen ist die Tatsache, dass keine gleichmäßigen Belastungsspitzen auftreten. Es kommt zu Kerbspannungen mit dem Ergebnis, dass ab einer bestimmten einwirkenden Kraft die Scherhaftung in eine „Schälhaftung“ übergeht. Das Risiko für kohäsive Brüche in der Zahnhartsubstanz steigt (Versluis et al., 1997).

Die Abscherung erfolgt in der Regel in okklusalgingivaler Richtung. Die Vorschubgeschwindigkeit des Abscherkeils betrug in dieser Studie 0,5 mm/min. Dies entspricht auch den meisten anderen Publikationen (Hocevar und Vincent, 1988; Eliades und Brandley, 2000; Polat et al., 2004). Allerdings ist dies nicht mit der klinischen Realität vergleichbar, da in vivo bei einer Bracketentfernung die Geschwindigkeit viel höher ist (Prietsch et al., 2007).

Inwiefern zudem die Vorschubgeschwindigkeit des Metallkeils Einfluss auf die Haftkraft hat, wurde bislang noch nicht geklärt. Bei der Durchführung von Abscherversuchen kann es abhängig vom Ansatzpunkt des Keils zu einer Hebelwirkung auf das Bracket kommen. Setzt dieser nahe der Zahnoberfläche an, entsteht durch die Wirklinie der auftretenden Kraft ein relativ kleines Drehmoment. Der Verbund Bracket-Adhäsiv zeigt hier eine hohe Abscherresistenz. Greift er allerdings in einer größeren Entfernung zum Zahn an, wird der Hebelarm länger, das Drehmoment größer und die Wahrscheinlichkeit, dass es zum Abbruch kommt, steigt. Die Position des Abscherkeils wirkt sich auch auf den Restadhäsivverbleib auf der Schmelzoberfläche (ARI) aus. Trifft die Kraft hauptsächlich auf das Bracket, ist die Hebelwirkung stark und es kommt zum Versagen des Verbunds an der Schnittstelle zwischen Adhäsiv und Bracket. Die Folge ist viel Kunststoff auf der Schmelzoberfläche (d.h. niedrige ARI-Grade). Setzt der Keil jedoch nahe an der Zahnoberfläche oder direkt auf dem Adhäsiv bzw. Komposit an, sind die Hebelkräfte niedrig. Dies führt zu einem Versagen der adhäsiven und kohäsiven Kräfte und somit zu höheren ARI-Werten (Immerz, 2012).

Außerdem kann man davon ausgehen, dass die Proben nicht einheitlich in der Prüfmaschine ausgerichtet wurden. Werden Zähne allerdings z.B. nicht parallel zur Krafrichtung abgeschert, kann dies zu höheren Haftwerten führen (Cozza et al., 2006). Dies ist eine mögliche Ursache für einzelne Ausreißer mancher Adhäsivsysteme.

Bishara et al. (2007) zeigten in einer Untersuchung, dass 15 % der getesteten Prüfkörper wegen der Schwierigkeiten im Umgang mit den Materialien und Geräten keine brauchbare Abscherkraft lieferten. Dies ist auch in vorliegender Studie der Fall.

Abscherversuche sollten generell frühestens 24 h nach dem Bonding erfolgen (Turk et al., 2007), da die Haftkraft zu diesem Zeitpunkt signifikant höher ist als nach 5, 10 oder 30 min (Turk et al., 2007), aber auch nach 12 h (Basaran et al., 2009). Folglich ist dies die Zeitspanne, die in den meisten Fällen nach dem Bonding bis zur Durchführung der Versuche eingehalten wird. Allerdings sieht die Realität der kieferorthopädischen Praxis anders aus, da der Draht meist unmittelbar nach der Bracketplatzierung, d.h. nach 10 bis 15 min, eingegliedert wird. Aus diesem Grund ist gerade die anfängliche Haftkraft wichtig. In der klinischen Praxis gibt es allerdings noch keine Übereinstimmung darüber, was die minimalst mögliche Zeitspanne ist. Abdelnaby und Al-Wakeel Eel (2010) kamen diesbezüglich zu dem Ergebnis, dass eine Kraftausübung von bis zu 120 g (dies

entspricht ca. 1,2 N) in der ersten Stunde nach der Bracketapplikation ohne signifikante Auswirkungen auf die Haftkraft angewendet werden kann.

Ein Vorteil von Abscherversuchen ist jedoch ihre einfache Durchführbarkeit (Øilo, 1993). Sie sind ein adäquates, gültiges und reproduzierbares Verfahren, um neue Adhäsivsysteme und Komposite zu untersuchen. Diese Meinung vertreten viele Autoren (Fowler et al., 1992; Cardoso et al., 1998).

An dieser Stelle sollte noch erwähnt werden, dass die in dieser Studie verwendete Anzahl von zehn Prüfkörpern pro Adhäsivsystem zwar klein, aber dennoch mit anderen Studien vergleichbar ist (Akin-Nergiz et al., 1996; Mac Coll et al., 1998; Urabe et al., 1999). Eine größere Menge an Proben würde jedoch die statistische Auswertung erleichtern und einen präziseren Vergleich der resultierenden Haftwerte ermöglichen – gerade, wenn bedacht wird, dass in manchen Gruppen weit weniger als zehn Prüfkörper repräsentative Ergebnisse lieferten. Diese sollen jedoch Stellvertreter für die Hafteigenschaften des jeweiligen Adhäsivsystems sein.

#### **5.2.6 Problematik von in vitro Studien**

In vitro Studien wurden ins Leben gerufen, damit nicht versucht werden muss, das Milieu der menschlichen Mundhöhle nachzuahmen (Silverman et al., 1995). Allerdings haben sie ihre Grenzen. Sie sind nützlich und auch nötig für die anfängliche Evaluierung von z.B. Adhäsivsystemen. Dennoch müssen anschließend in vivo Studien durchgeführt werden, um die in vitro Ergebnisse zu bestätigen. Die in vitro Bedingungen, wie die Bracketapplikation unter völlig trockenen Bedingungen, korrespondieren selbst bei hervorragenden Eigenschaften des verwendeten Materials nicht automatisch mit einem klinischen Erfolg in der Mundhöhle. Hier herrscht ein komplexes Milieu mit Temperaturschwankungen, Feuchtigkeit, Säuren und unterschiedlichen Belastungen. Darüber hinaus können mechanische Kräfte und biomechanische Veränderungen zu einer Ermüdung des Adhäsivverbundes führen.

Nach Øilo et al. (1992) ist die Biodegradation dentaler Materialien das Ergebnis verschiedener Faktoren, wie etwa der Spaltung und Auflösung im Speichel, ihrem chemischen und physikalischen Abbau, dem durch das Kauen verursachten Verschleiß und der durch Nahrungsmittel und bakterieller Aktivität verursachten Erosion. All diese realen Bedingungen können in vitro nur äußerst schwierig nachgeahmt werden. Deswe-

gen sollte eine Übertragung der in dieser Studie gewonnenen Ergebnisse nur unter Beachtung der angewandten Versuchsbedingungen auf die klinische Realität vorgenommen werden (Immerz, 2012). Sie dienen lediglich als Anhaltspunkt für weiterführende klinische Arbeiten (Fernandez und Canut, 1999).

Hajrassie und Khier (2007) sowie Pickett et al. (2001) zeigten außerdem, dass die Haftkräfte *in vivo* signifikant geringer sind als die *in vitro* (5,47 MPa und 12,82 MPa) (Muray und Hobson, 2003). Sie sind v.a. nach einer umfangreichen kieferorthopädischen Behandlung signifikant geringer (Pickett et al., 2001).

Aufgrund der Vermutung, dass es Unterschiede zwischen *in vivo* und *in vitro* Bedingungen gibt, ist ein direkter Vergleich mit den Ergebnissen anderer Studien kaum möglich (Uysal et al., 2010).

### **5.2.7 ARI – Score**

Bei der Einteilung der Prüfkörper in die verschiedenen ARI-Scores ist es oft schwierig, zwischen Zahnschmelz und Kunststoff auf der abgesicherten Schmelzoberfläche zu differenzieren (Artun und Bergland, 1984). Hinzu kommt der Aspekt, dass sich die ARI-Grade bei z.B. 10- und 20-facher Vergrößerung signifikant unterscheiden (Montasser und Drummond, 2009).

Dennoch ermöglicht die Einteilung dieses Indexes in fünf Grade eine sehr detaillierte Aussage hinsichtlich des Versagens des Verbunds Zahn-Adhäsiv-Bracket. Explizit die Grade 1 und 5 beschreiben eine eindeutige Zuordnung durch den Betrachter, da der verbleibende Kunststoff entweder komplett auf dem Schmelz (die Impression der Bracketbasis lässt sich deutlich erkennen) oder auf der Bracketbasis lokalisiert ist. Auch ein ARI-Score 3, d.h. 10 bis 90 % Restadhäsiv auf dem Zahn, sind relativ eindeutig zu interpretieren. Nur die Grade 2 und 4 stellen fließende Übergänge dar und unterliegen der subjektiven Betrachtungsweise des Untersuchers.

Alster et al. (1995) kamen zu dem Erkenntnis, dass interne Spannungen in der Hybrid-schicht bei Abscherversuchen bevorzugt zu den ARI-Scores 2 bis 4 führen. Dies lässt auf ein kohäsives Versagen des Haftverbundes schließen. Ein ARI von z.B. 2, d.h. ein Versagen der Adhäsion, kann entweder vorkommen, wenn sehr dünne Schichten aufgetragen werden und die einzelnen Schichtteile aneinander vorbeigleiten oder die Schichten eine Stärke von mehr als 1,4 mm aufweisen.

Einige Autoren vertreten die Auffassung, dass die Menge an verbleibendem Kunststoff auf der Schmelzoberfläche nach dem Debonding auch von der Richtung und Methode der Prüfbelastung abhängt (Kinch et al., 1988).

Zu den weiteren Einflussfaktoren zählen zum einen die Art der Konditionierung, zum anderen das verwendete Adhäsivsystem, und hier explizit seine Qualität (Russel, 2005).

Mundstock et al. (1999) konnten bei Versuchszähnen trotz flüssiger Lagerung eine höhere Wahrscheinlichkeit für Schmelzausrisse, d.h. einer Schwachstelle im Verbund an der Schmelz-Adhäsiv-Grenze, feststellen als bei vitalen Zähnen, da Erstere dennoch trockener sind.

### **5.3 Diskussion der Versuchsergebnisse**

#### **5.3.1 Haftkraft**

Die durchschnittliche Kraft in der Mundhöhle, die während des Kauens auf das Bracket übertragen werden kann, schwankt zwischen 40 und 120 N (Powers et al., 1997).

Die von Reynold (1975) für den Bracket-Adhäsiv-Schmelz-Verbund publizierte und geforderte Haftkraft von 6 - 8 MPa (für vestibuläre Zahnflächen) wird von vielen Autoren als obligat angesehen (Meehan et al, 1999; Bishara et al, 2001), ebenso wie die Kenntnis darüber, dass Werte, die 14 MPa übersteigen, zu Schmelzausrissen führen können (Nkenke et al., 1997). Dennoch muss berücksichtigt und auch betont werden, dass das Reynold-Kraftintervall, welches in dieser Studie der Orientierung diene, bislang ausschließlich für vestibuläre Zahnoberflächen galt. Eine als obligat angesehene Mindesthaftkraft für lingual zu befestigende Brackets wurde noch nicht überliefert.

Es ist allgemein sehr schwierig, in diesem Zusammenhang eine numerische Zahl festzulegen, da Haftkräfte von mehreren Faktoren beeinflusst werden können. In vitro zählen dazu der Typ des Tests (Oesterle et al., 1998) sowie Art und Zustand des Substrats (Schneider et al., 1981), die verwendeten Geräte (Sinhoreti et al., 2001), aber auch die Lokalisation der Kraftapplikation (Klocke und Kahl-Nieke, 2005).

Es gibt außerdem Faktoren, die in der klinischen Praxis geläufig sind und Einfluss auf die Abscherkraft nehmen und somit potentielle Ursachen für niedriger ausfallende Ergebnisse oder sogar Scheitern der Bindung sein können. Dazu zählen die ungenügende Reinigung der zu beklebende Oberfläche, die undichte Stellen im Adhäsiv begünstigen

kann (Itoh et al., 2010), die Art der Schmelzkonditionierung (Flores et al., 1999), die Länge der Ätzzeit (Valente et al., 2002), eine mögliche Kontamination der Klebefläche vor dem Bonden durch Speichel-, Schleimhaut- oder Hautkontakt (Olsen et al., 1996), d.h. eine ungenügende Trockenhaltung (Campoy et al., 2005), das verwendete Adhäsivsystem sowie das Befestigungskomposit, das Bracketmaterial und -basendesign (z.B. die Größe der Bracketbasis oder eine mögliche Vorbehandlung dieser) (Sharma-Sayal et al., 2003), aber auch das Mundmilieu, eine unregelmäßige Zahnanatomie, eine übermäßige Kaukraft oder okklusale Störkontakte durch den/die Bracket-flügel/-basis, das Verhalten des Patienten (z.B. ein Nichteinhalten von Kontrollzeiten) sowie die Technik und Geschicklichkeit des Behandlers (z.B. die Applikationstechnik der Brackets oder ihre Position auf der Zahnoberfläche) (Bishara et al., 2000; Hobson et al., 2001). All diese Störgrößen können die Behandlung verzögern und die Kosten ansteigen lassen (Sfondrini et al., 2012).

Hinsichtlich der Anwendung der Materialien sollte demnach für einen ausreichenden Haftverbund den Herstellerangaben große Beachtung geschenkt werden (Kula et al., 2002).

Dennoch kann ein Versagen des Haftverbunds nicht ausgeschlossen werden. In der Konsequenz heißt das jedoch, dass das zurückgebliebene Material entfernt, die Schmelzoberfläche erneut angeätzt und ein wiederholtes Bonden auf dem gleichen Zahn durchgeführt werden muss, was zu einem gewissen Verlust an Zahnhartsubstanz führt. Um dies zu vermeiden, sollte der Verbund Zahn-Adhäsiv-Bracket ausreichend stark genug gestaltet werden.

Rinderzähne liefern meist geringere Haftwerte als menschliche (Nakamichi et al., 1983). Hinzu kommt der Aspekt, dass Lingualbrackets wegen den vorherrschenden anatomischen Verhältnissen, d.h. den unregelmäßig gestalteten oralen Zahnflächen und den daraus resultierenden unterschiedlichen Kompositschichtdicken, geringere Abscherkräfte aufweisen als vestibulär befestigte. Die Differenz der resultierenden Haftwerte zu anderen bislang durchgeführten Untersuchungen an vestibulären Oberflächen beträgt zum Teil 4 - 5 MPa.

Auch wenn bei der Auswahl des Zahnmaterials darauf geachtet wurde, dass die Zähne gesunden, intakten Schmelz aufwiesen und dies auch eine Voraussetzung für den Einschluss in die Untersuchung war, kann es dennoch sein, dass gegebenenfalls kleine ent-

kalkte oder gar kariöse Stellen übersehen wurden. Attin et al. (2012) fanden diesbezüglich heraus, dass Zähne mit derartigen Läsionen signifikant geringere Haftwerte erzielen als völlig intakte.

Einige Autoren fordern oft auch möglichst plane zu beklebende Zahnoberflächen (Loguerico et al., 2005; Gamborgi et al., 2006). Die allerdings in der Realität vorkommenden Krümmungen und Unregelmäßigkeiten nehmen Einfluss auf die Haftkraft (Jost-Brinkmann et al., 1992b). Ursache sind die resultierenden unterschiedlichen Adhäsiv- und Kompositschichtdicken (siehe 6.2.2.). Ergo ist keine gleiche klinische Ausgangssituation gegeben.

Haftwerte, die über 14 MPa hinausgehen, lassen die Anzahl an Schmelzfrakturen mit zunehmender Abscherkraft ansteigen (Rix et al., 2001; Tecco et al., 2005). Bowen und Rodriguez (1962) kamen in ihren Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass die mittlere Haftfestigkeit von Schmelz und Dentin 14,51 MPa beträgt. Demnach sollen die resultierenden Haftwerte zur Schonung der Zahnhartsubstanz beim Debonding unter diesem Wert liegen. So war es auch bei allen Einzelmessungen in durchgeführter Studie der Fall. Den höchsten Haftwert zeigte ein Prüfkörper des Light Bond-Adhäsivsystems mit 11,516 MPa.

Schmelzausrisse können möglicherweise verhindert werden, indem z.B. die Einwirkzeiten der Adhäsivsysteme, insbesondere der Säure-Komponente, verkürzt werden. Allerdings überlieferten Ostby et al. (2007), dass eine Verlängerung der Einwirkzeit von z.B. SEPs keine signifikant höheren Haftkräfte erzielt.

In dieser Studie kam es in drei von insgesamt 77 Fällen zu Schmelzausrissen: einmal bei der Anwendung von Transbond Plus SEP und zweimal beim Unite Bonding-Adhäsivsystem.

Der selbstätzende Primer enthält im Vergleich zum konventionellen Ätzmittel Phosphorsäureester anstelle von Orthophosphorsäure. Trotz des höheren pH-Wertes und dem dadurch eigentlich weniger aggressiven Verhalten ist es Realität, dass der Spülschritt und damit das direkte Entfernen der Säure entfallen. Kommt schließlich der Aspekt hinzu, dass die Komplexbildung zwischen dem „ätzenden Monomer“ und dem Kalzium aus dem Hydroxylapatit, d.h. die Neutralisation der Säurekomponente (van Meerbeek et al., 1998), durch Einflussfaktoren verzögert wird, ist es durchaus möglich, dass ein stark strukturiertes Oberflächenrelief entsteht. Dies steigert die Haftkraft und ergo das Risiko

für Schmelzausrisse. Jedoch stellt soeben beschriebener Prozess eher eine Ausnahme dar.

Bei dem Unite Bonding-Adhäsivsystem kam es bei zwei von fünf Prüfkörpern zu Schmelzfrakturen. Eine mögliche Ursache dafür kann sein, dass chemisch härtende Komposite keine Lampe für einen vollständigen Aushärtungsprozess benötigen, d.h. auch diejenigen Stellen unter dem Bracket aushärten, die durch die Lichtapplikation bei konventionellen Systemen nicht erreicht werden. Wird der Verbund durch keine weiteren Störgrößen beeinflusst, erfolgt auf der gesamten angeätzten Oberfläche die maximal mögliche Retention. Dies erhöht wiederum das Risiko für Schmelzausrisse.

Ein weiteres Problem in dieser Studie stellte die doch teilweise starke Streuung der Haftwerte dar. Sie kann möglicherweise auf die Durchführung des Bondingprozesses zurückgeführt werden. Suboptimales Bonding ist eine potentielle Fehlerquelle. Hinzu kommen aber auch Lufteinschlüsse sowie ungleichmäßige Schichtdicken des Adhäsivsystems. Die Folge sind nicht verwertbare Ergebnisse. So erbrachten in dieser Untersuchung z.B. in Gruppe M nur fünf Prüfkörper repräsentative Werte, wohingegen sowohl Gruppe K als auch Gruppe P diesbezüglich mit zehn Proben vertreten waren. Dies wirkt sich nicht nur auf die Größe des Streubereichs aus, sondern kann auch wichtige Faktoren für die Gesamtinterpretation bezüglich der Eigenschaften eines Adhäsivsystems wesentlich beeinflussen. Eine weitere Ursache für die hohe Streurate der Einzelwerte innerhalb einer Gruppe kann darin begründet sein, dass die Bracketapplikation von zwei unterschiedlichen Personen durchgeführt wurde. Allerdings spiegelt dies die in vivo Verhältnisse wider. Hier würden die Adhäsivsysteme auch in unterschiedlichen kieferorthopädischen Praxen Anwendung finden. Dabei sollten sich jedoch die resultierenden Werte eines Materials nicht signifikant unterscheiden. Dazu veröffentlichten Ciucchi et al. (1997) eine Studie, in der 92 unterschiedliche Zahnärzte neun verschiedene Adhäsivsysteme auf ihre Haftfestigkeit hin untersuchten. Das Resultat waren große Streuungen der Werte für die einzelnen Systeme in Abhängigkeit von dem Behandler.

Betrachtet wir nun die einzelnen zur Anwendung gekommenen Adhäsivsysteme und Komposite, lässt sich folgendes Ergebnis festhalten:

Vicente et al. (2010) konnten sowohl unter trockenen als auch unter feuchten Bedingungen sowie bukkal und lingual keine wesentlichen Unterschiede zwischen dem konventionellem Anätzen der Schmelzoberfläche mit Phosphorsäure, der Anwendung von

Transbond Plus SEP und Transbond MIP jeweils in Kombination mit Transbond XT sowie Fuji Ortho LC aufdecken. In vorliegender Arbeit zeigten sich die höchsten Haftkräfte im Abscherversuch bei der Anwendung des selbstätzenden Primers (5,474 MPa). Am schwächsten war der Verbund des konventionell angewendeten Transbond XT (4,237 MPa). Allerdings war dieser Unterschied nicht signifikant.

In einer Untersuchung von Cheng et al. (2011) wies GC Fuji Ortho LC im Vergleich zu Transbond XT eine gleiche, zum Teil sogar höhere Haftkraft auf. Dabei spielte es keine Rolle, ob die Schmelzoberfläche im Vorfeld mit Wasser kontaminiert oder mit Säure angeätzt wurde. Die im Rahmen unserer Arbeit durchgeführten Abscherversuche können diese Aussage zum Teil bestätigen. Die ähnlich hohen Haftwerte würden es befürworten, Fuji Ortho LC aufgrund seines bakteriostatischen Potentials und der Fähigkeit der Fluoridabgabe im kariesaktiven Gebiss zu verwenden, um das Risiko für Entkalkungen zu minimieren. Wichtig war im Jahre 2011 zudem die Erkenntnis, dass Wasser die Haftkraft reduziert. Schmelzausrisse wurden nicht beobachtet.

Bulut et al. (2007) erzielten mit dem Unite Bonding-Adhäsivsystem (15,7 MPa) eine sehr viel höhere Haftkraft als mit Transbond XT (12,4 MPa). Die vorliegende Studie kam zu einem gegenteiligen Ergebnis, wobei jedoch auch in diesem Fall von keiner Signifikanz gesprochen werden kann.

Blugloo und Light Bond liefern laut Türkkahraman et al. (2010) statistisch ähnliche Haftwerte. Auch hinsichtlich des ARI-Scores herrschten keine signifikanten Unterschiede. Bei der Gegenüberstellung von Blugloo und Transbond XT konnten ebenfalls keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (Northrup et al., 2007; Lowder et al., 2008). Scougall-Vilchis et al. (2010) verglichen bei primärer Anwendung von Transbond Plus SEP drei Composite und kamen zu dem Ergebnis, dass bezüglich der Abscherkraft keine signifikanten Differenzen zwischen Transbond XT (18,0 MPa), Blugloo (18,3 MPa) und Light Bond (16,4 MPa) bestehen. In einer anderen Studie erzielte Light Bond (6,98 MPa) höhere Werte als GC Fuji Ortho LC (6,81 MPa) (Reichender et al., 2009). Da hier aber ebenfalls kein signifikanter Unterschied vorlag, wurden beide Materialien und darüber hinaus auch Blugloo (7,42 MPa) als geeignete Materialien für die Bracketbefestigung betrachtet. In einer Untersuchung von Summers et al. (2004) erzielte Light Bond bei den Abscherversuchen sowohl nach 30 min als auch nach 24 h signifikant höhere Werte als GC Fuji Ortho LC. Newman et al. (1995) erhielt

ten bei der Durchführung ihrer Versuche für Light Bond Haftkräfte, die nahe an der Wahrscheinlichkeitsgrenze für das Auftreten von Schmelzausrissen lagen. Dies bestätigen auch hier durchgeführte Untersuchungen. Das Material zeigte zwei Abscherwerte, die 10 MPa überschritten und den als kritisch betrachteten 14 MPa sehr nahe kamen. Ein derartiges Verhalten konnte bei keinem anderen untersuchten Adhäsivsystem festgestellt werden. Schmelzausrisse zeigten sich jedoch keine.

Sharma-Sayal et al. (2003) äußerten außerdem die Vermutung, dass ein flüssigeres Komposit, d.h. eines mit einer kleineren Partikelgröße als Transbond XT, besser in das Maschenwerk der Bracketbasen eindringen könne und somit zu höheren Haftwerten führe. Hinsichtlich der Haftkraft kamen jedoch Uysal et al. (2010a) und Albaladejo et al. (2011) zu einem gegenteiligen Ergebnis. Hier konnte mit Transbond XT eine höhere Haftkraft erzeugt werden als mit einem niedrigviskosen Nanofüllerkomposit. Bishara et al. (2007) zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen Transbond XT und einem derartigen Komposit auf. Diese Aussage bekräftigten auch im Rahmen dieser Studie durchgeführte Versuche. Bei analoger Vorkonditionierung (i Bond, Transbond XT Primer) erzielten beide Komposite annähernd gleiche Ergebnisse (Transbond XT 4,237 MPa, Transbond Supreme LV 4,383 MPa).

Aus statistischer Sicht wichen in der aktuellen Arbeit die resultierenden Haftwerte aller untersuchten Gruppen nicht signifikant voneinander ab. Dies bedeutet in der Konsequenz, dass bei einer vorliegenden Irrtumswahrscheinlichkeit von 60 % die Ergebnisse als rein zufällig eingetreten gewertet werden müssen. Dennoch wurden, auch wenn es bei einer so hohen Irrtumswahrscheinlichkeit nicht besonders sinnvoll erscheint, zum einen der Vollständigkeit halber, zum anderen um definitiv statistisch gesicherte Übereinstimmungen bzw. Abweichungen einzelner Gruppenmittelwerte untereinander ausschließen zu können, paarweise post-hoc-Untersuchungen im Rahmen des Tukey-Tests durchgeführt. Aber auch diese Gruppenvergleiche liefern keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Adhäsivsystemen.

Die resultierenden Werte fielen zudem – orientiert man sich an der von Reynolds geforderten Mindesthaftkraft – eher gering aus, gerade bei Betrachtung von anderen Studien (Scougall-Vilchis et al., 2010). Dies kann in der Summe der einzelnen Variablen begründet sein, z.B. in einer unterschiedlichen Vorschubgeschwindigkeit der Traverse oder aber auch einem anderen Brackettyp. Um die Abscherkraft möglicherweise stei-

gern zu können, schlug Montasser et al. (2011) vor, unmittelbar nach der Bracketpositionierung eine geringe nachhaltige Kraft auf das Befestigungselement auszuüben, bevor die Lichthärtung erfolgt. Beim Abschervorgang, der 24 h später erfolgte, konnte dadurch die Haftkraft um etwa 1 MPa gesteigert werden, ohne dass dies Auswirkungen auf die Verteilung der ARI-Scores hatte. Eine andere Idee, um die Haftkraft zu steigern, lieferten Amm et al. (2008). Sie ätzten die Schmelzoberfläche mit 37 %iger Phosphorsäure an, rauten diese mit Diamantbohrern leicht an oder behandelten sie mit einem Sandstrahlgerät ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) vor. Als Kontrollgruppe dienten Prüfkörper mit intaktem Schmelz. Alle vorbehandelten Gruppen konnten höhere Haftwerte aufzeigen als die Kontrollgruppe. Der einzige Unterschied lag in der Bruchstellenlokalisierung, die bis auf die mit Säure vorbehandelten Zähne an der Schmelz-Adhäsiv-Grenze angesiedelt war.

Nichtsdestotrotz liefert die mittlere Haftfestigkeit, die meist angegeben wird, nur bedingt eine Aussage über die konkreten Eigenschaften und die Zuverlässigkeit einer Bracket-Adhäsiv-Kombination. Im Grunde müsste jeder Einzelwert einer Versuchsgruppe über den geforderten 6 - 8 MPa (Reynolds, 1976) liegen, um eine handfeste Aussage treffen zu können. In vorliegender Untersuchung lag die mittlere Haftfestigkeit der einzelnen Gruppen nur bei einer Gruppe über diesem geforderten Mindestwert (Light Bond-Adhäsivsystem: 6,414 MPa). Bei Betrachtung der Einzelwerte dieses Adhäsivsystems wurde jedoch ersichtlich, dass nur die Hälfte der untersuchten Proben dieser Forderung nachkam.

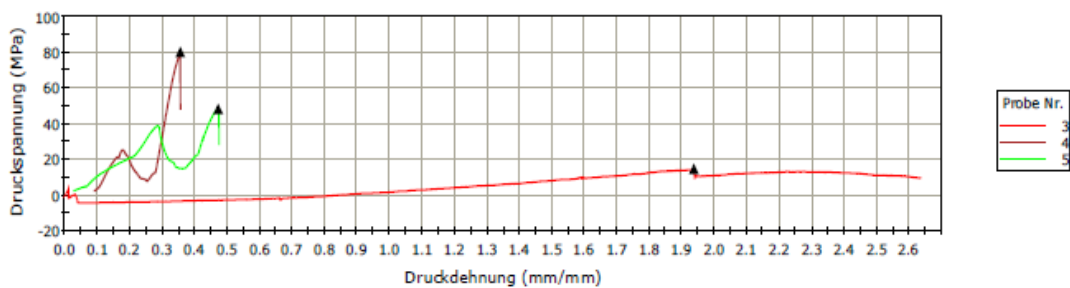
Viele Studien haben außerdem gezeigt, dass das schwächste Glied einer kieferorthopädischen Bindung die Bracket-Komposit-Grenzfläche ist (Keizer et al., 1976; Dickinson und Powers, 1980; Ireland und Sherriff, 2004) und eine Behandlung der Bracketbasis, z.B. durch Mikroätzen, und folglich eine Vergrößerung der Oberfläche, die Haftkraft steigern kann (Surmont et al., 2004).

Somit lässt sich schließlich festhalten, dass die größte Haftkraft durch eine Kombination aus mikromechanischer Retention und Adhäsion erzielt werden kann (Eliades et al., 1991).

### 5.3.2 Gründe für das Scheitern mancher Haftkraftmessungen und Auffälligkeiten bei Messvorgängen

Wie Punkt 3.1 zu entnehmen ist, erbrachten nur 77 der insgesamt 90 getesteten Prüfkörper bei den Abscherversuchen repräsentative Werte, die für die Zusammenstellung der Ergebnisse und somit für die Auswertung der Studie genutzt werden konnten. Es gab unterschiedliche Gründe für das Scheitern der Haftmessung. Darüber hinaus zeigten einige Abscherprozesse Besonderheiten auf, was aus dem Verlauf ihrer Kraft-Dehnungs-Diagramme ersichtlich wurde. Unter diesem Aspekt werden nun zum besseren Verständnis einige Grafiken erneut aufgegriffen und ihre Eigenheiten sowie potentielle Ursachen dafür erläutert.

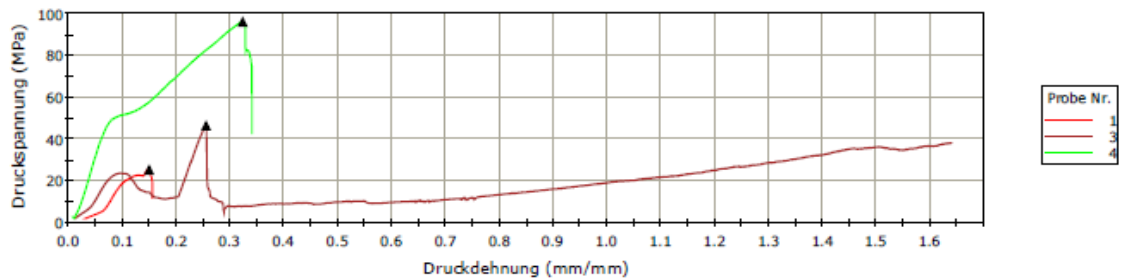
- In Gruppe J konnte einer der insgesamt zwei unzuweckmäßigen Prüfkörper nicht mit in die Studie einbezogen werden, da die Haftkraftmessung stoppte, obwohl das Bracket noch nicht abgeschert war, sich also noch auf dem Zahn befand.



**Abb. 45.** Graphische Darstellung der Haftkraftmessung eines mit konventionellem Transbond XT Primer und Transbond XT Adhäsiv befestigten Prüfkörpers, bei dessen Abschervorgang das Gerät nicht automatisch zum Stillstand kam (Probennummer 3).

Die obige Graphik (Abb. 45), genauer ausgedrückt die Probennummer 3, veranschaulicht den Abschervorgang des Prüfkörpers 8 (Gruppe J). Hier wurde die Haftkraftmessung nach einer gewissen Zeit manuell abgebrochen, da das Gerät nicht automatisch zum Stillstand kam, und der mit einem Dreieck („▲“) markierte „Peak“ zur Auswertung der Ergebnisse hinzugezogen werden sollte. Der Haftverbund versagte hier nicht abrupt (d.h. die Kraftänderungskurve fiel nicht schlagartig um 30 % ab), sondern das Bracket wurde entlang der Zahnoberfläche nach unten hinweg geschoben. Aus diesem Grund wurde diese Probennummer nicht in das endgültige Protokoll aufgenommen.

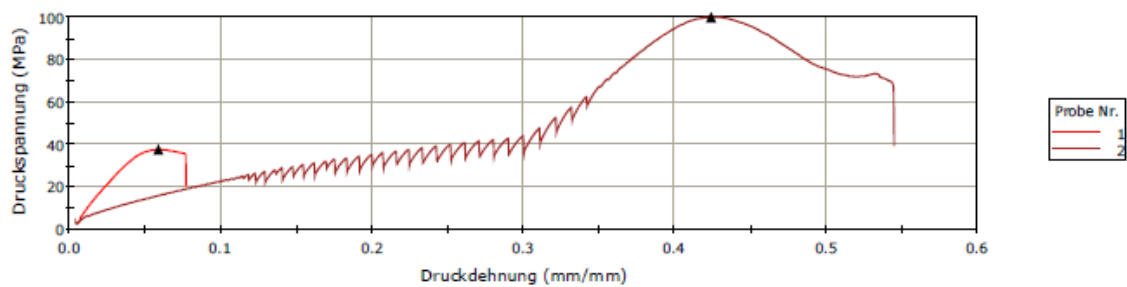
- Bei der Anwendung des Transbond Plus SEPs (Gruppe K) konnten alle zehn Prüfkörper in die Studie eingeschlossen werden. Eine Besonderheit zeigte hier nur der graphische Verlauf einer Haftkraftmessung.



**Abb. 46.** Graphische Darstellung zur Veranschaulichung des Einflusses von anatomischen Verhältnissen auf die Abscherprüfung (Probennummer 3).

Bei der Probennummer 3 (Abb. 46) stoppte das Abschergerät wieder nicht automatisch. Grund war allerdings dieses Mal die individuelle Zahnanatomie. So traf der Abscherkeil nach dem Abscheren des Brackets auf das linguale Tuberkulum des bovinen Zahns und begann dort, Kraft auszuüben. Auch hier ging man von dem mit einem Dreieck („▲“) markierten Peak als Referenzwert aus, der jedoch diesmal in die Studie mit einbezogen wurde. Durch diesen Zwischenfall lässt sich erkennen, dass auch anatomische Verhältnisse Einfluss auf die Abscherprüfung nehmen können. Gruppe L, bei der der feuchtigkeitsunempfindliche Primer verwendet wurde, zeigte keinerlei Auffälligkeiten.

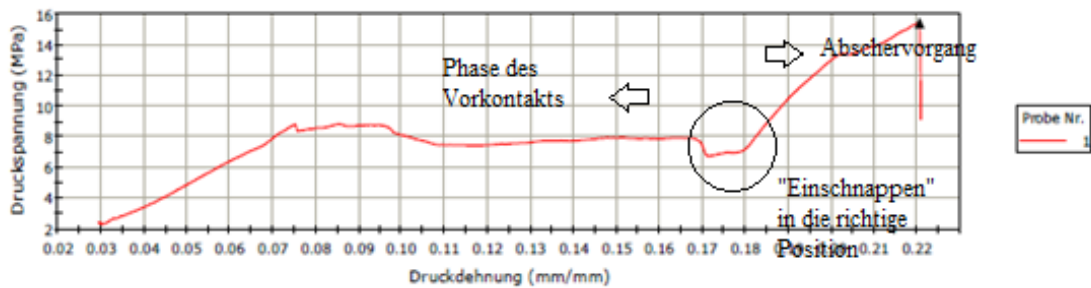
- Das Unite-Adhäsivsystem (Gruppe M) lieferte nur für fünf Prüfkörper repräsentative Haftwerte. Gründe für das Scheitern der Abscherprüfung waren z.B. das vorzeitige Loslösen des Brackets noch vor Beginn des Abscherversuchs oder das stufenweise Versagen des Haftverbunds, wodurch folglich kein verwertbares Ergebnis resultierte.
- Nur einer der mit dem GC Fuji Ortho LC-Adhäsivsystem befestigten Prüfkörper (Gruppe N) wurde aus der Studie ausgeschlossen, da sich das Bracket hier schon bei dessen Positionierung im Schraubstock von der Zahnoberfläche löste.



**Abb. 47.** Graphische Darstellung des Abschervorgangs eines Prüfkörpers, dessen Haftverbund nach und nach versagte. Dies wird anhand eines „Sägezahn-musters“ veranschaulicht (Probennummer 2).

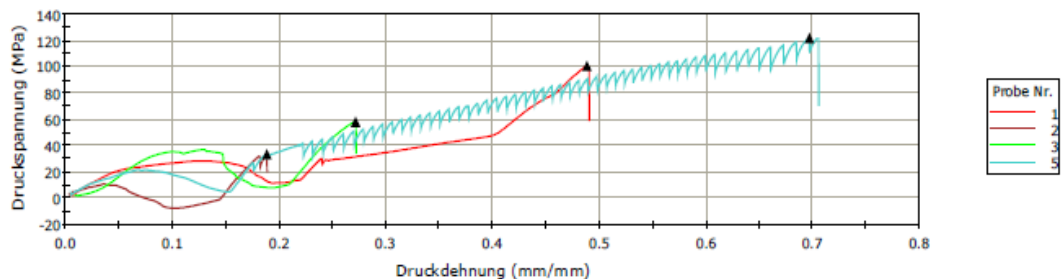
Eine Besonderheit beim Abschervorgang zeigte allerdings Prüfkörper 47 (dieser entspricht der Probennummer 2 in obiger Graphik) (Abb. 47). Sein Kurvenverlauf veranschaulicht ein kontinuierliches, nicht abruptes Versagen des Haftverbundes. Visuell ließ sich bei diesem Abschervorgang der zunehmende Frakturverlauf im Komposit und der damit kontinuierlich größer werdende Bruchspalt zwischen Zahn und Bracket erkennen.

- Gruppe O (Sure Ortho Light Bond-Adhäsivsystem) zeigte acht nutzbare Ergebnisse. Eine Ursache für das Scheitern eines der verbleibenden beiden Prüfkörper war, dass nach einem missglückten ersten Versuch, das Bracket abzuscheren, dieses sich beim erneuten Mal noch vor Beginn des Abschervorgangs von der Schmelzoberfläche löste.
- Bei der Anwendung des Light Bond-Adhäsivsystems (Gruppe P) konnten ebenfalls die Ergebnisse aller zehn Prüfkörper in die Auswertung einfließen. Allerdings zeigten in dieser Gruppe zwei Prüfkörper bei der Entfernung ihrer Brackets Auffälligkeiten, die durch nachfolgende Graphen veranschaulicht und erläutert werden.



**Abb. 48.** Graphische Darstellung des Abschervvorgangs eines Prüfkörpers, bei dem anfänglich ein Vorkontakt zwischen Abscherklinge und Metallbracket bestand (Probennummer 1).

Der diskontinuierliche Verlauf der Haftkraftmessung bei Prüfkörper 67 (Abb. 48, Probennummer 1) kam dadurch zustande, dass der Abscherkeil anfänglich nicht korrekt zwischen Bracketbasis und Flügel positioniert wurde. So entstand ein Vorkontakt zwischen Abscherklinge und dem Befestigungselement, sodass der eigentliche Abschervvorgang erst nach „Einschnappen“ des Keils in die richtige Position erfolgen konnte.



**Abb. 49.** Graphische Darstellung eines nicht abrupten Versagens des Haftverbundes zwischen Zahn und Bracket.

Bei einem weiteren Prüfkörper dieser Gruppe löste sich das Bracket langsam von der Zahnoberfläche ab. Es kam erneut zu einem inhomogenen Frakturverlauf, wieder ersichtlich an dem in Abbildung 49 zu sehendem „Sägezahnmuster“.

- Beim Abschervvorgang der mit dem niedrigviskösen Komposit Transbond Supreme LV befestigten Brackets (Gruppe Q) lieferten nur sieben der zehn getesteten Prüfkörper ein verwendbares Resultat. Gründe für das Scheitern waren auch hier u.a. der frühzeitige Bracketverlust beim Positionieren im Schraubstock, noch ehe die Ver-

suchsdurchführung gestartet werden konnte, aber auch das Beenden der Haftprüfung, obwohl das Bracket sich noch in der ursprünglichen, nicht abgesicherten Position am Zahn befand.

- Gruppe R und damit die mit Blugloo-Komposit befestigten Brackets zeigten beim Abschervvorgang keinerlei Auffälligkeiten.

### **5.3.3 ARI - Score**

Uysal et al. (2010b) konnten bezüglich der Bruchstellenlokalisierung trotz Differenzen hinsichtlich der Haftwerte keine signifikanten Unterschiede zwischen dem konventionellen Anätzen mit Phosphorsäure und der Anwendung von selbstkonditionierenden Primern feststellen. Zu diesem Ergebnis kam auch die Auswertung vorliegender Studie. Mit einem durchschnittlichen ARI-Grad 3 und durchschnittlich 41 % Restadhäsiv auf der Zahnoberfläche konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen J und K festgestellt werden.

Cheng et al. (2011) erhielten bei ihren Abscherversuchen und anschließender Betrachtung unter dem REM für den kunststoffmodifizierten Glasionomermzement GC Fuji Ortho LC bezüglich des ARI hauptsächlich Werte von 2. Dies entspricht einer Restadhäsivmenge zwischen 50 und 90 % auf der Bracketbasis. Bei dem konventionellen Transbond XT hingegen war v.a. Grad 3 vertreten, d.h. mehr als 90 % Komposit blieben auf dem Befestigungselement haften. Die Auswertung unserer Versuche lieferte mit einem mittleren ARI-Grad 4 für Fuji Ortho LC (neun getestete Prüfkörper) und somit durchschnittlich 25 % Restadhäsiv auf dem Schmelz ein gegenteiliges Ergebnis. Ein Grund könnte sein, dass die 40 s andauernde Lichthärtung (GC Fuji Ortho LC) im Vergleich zu den 20 s bei Transbond XT effektiver war.

Die Bruchstellenanalyse bei fließfähigen Kompositen ergab in einer Studie von Albala-dejo et al. (2011) einen mittleren ARI-Score von 1 bis 2, d.h. der Verbund versagte im Bereich der Bracket-Adhäsiv-Grenze. Die Wahrscheinlichkeit für ein Auftreten von Schmelzausrissen ist nicht erhöht. Mit anderen Worten kann man sagen, dass mit steigendem ARI und somit mit der Verlagerung der Bruchstelle in Richtung Schmelz-Adhäsiv-Grenze die Gefahr zunimmt, dass es zu Zahnbeschädigungen kommt. Transbond Supreme LV hinterließ in dieser Untersuchung nach dem Abschervvorgang durchschnittlich 80,6 % Restadhäsiv auf dem Zahn.

Mit Blugloo erzielten Lowder et al. (2008) vorwiegend höhere ARI-Scores, d.h. zu 90 % blieb nach dem Abschervvorgang der komplette Kunststoff auf der Schmelzoberfläche zurück. Das Risiko für Schmelzausrisse ist auch hier gering. Transbond XT zeigte im Vergleich dazu in 90 % der Fälle mehr als 50 % zurückbleibendes Komposit auf dem Zahn. Dies bestätigt auch diese Arbeit.

Bei Light Bond sind die Bruchstellen meist in der Nähe der Schmelz-Adhäsiv-Grenze lokalisiert (Newman et al., 1995; Oztürk et al., 2009). Dem war allerdings in vorliegender Studie nicht so. Durchschnittlich 68,9 % des Komposit zeigten sich nach dem Abschervvorgang auf dem Zahn, d.h. die Bruchstelle lag nahe der Bracket-Adhäsiv-Grenze.

So kamen einige Autoren zu dem Ergebnis, dass mit zunehmender Haftkraft auch die Menge an Restadhäsiv auf der Schmelzoberfläche ansteigt (Hosein et al., 2004; Pithon et al., 2006), d.h., dass sich die Bruchstelle in Richtung Bracket-Adhäsiv-Grenze verlagert. Dies kann vorliegende Studie nicht eindeutig bestätigen, da nur ein Teil der untersuchten Prüfkörpergruppen diese Eigenschaft aufweist. Eine geringe Menge Restadhäsiv auf der Schmelzoberfläche kann sowohl von Vor-, als auch von Nachteil sein. Einerseits muss weniger Komposit entfernt werden, wodurch die Behandlungszeit verkürzt wird. Andererseits ist das Risiko höher, dass es im Rahmen des Debondings zu Schmelzausrissen und ergo zu einer Beschädigung der Zahnoberfläche kommt. Gruppe M (Unite Bonding-Adhäsivsystem) zeigte die geringste Haftkraft (3,783 MPa) mit durchschnittlich 30 % Restadhäsiv auf dem Zahn, bei gleichzeitig gehäuftem Auftreten von Schmelzausrissen (20 % der untersuchten Prüfkörper). Das Light Bond-Adhäsivsystem erzielte die höchsten Abscherwerte und ließ dabei mit 68,9 % mehr als doppelt so viel Komposit auf der Zahnoberfläche zurück. Somit kann der Aussage einiger Studien (Hosein et al., 2004; Pithon et al., 2006) durchaus zugestimmt werden, dass sich der Frakturlinienverlauf des kohäsiven Bruchs mit zunehmender Kraft von der Schmelz-Adhäsiv- zur Adhäsiv-Bracket-Grenze hin verlagert. Anders verhielt es sich jedoch z.B. bei dem Vergleich der Gruppen K und L.

Ab ca. 14 MPa ist schließlich die Gefahr groß, dass nicht mehr der innere Zusammenhalt der Moleküle eines Körpers versagt, sondern dass es zum Bruch von aneinanderhaftenden Molekülen im Bereich von zwei Grenzflächen, nämlich Zahn und Adhäsiv, kommt (adhäsiver Bruch). Die Folge sind Schmelzausrisse. Dieser Aspekt steht jedoch

im Widerspruch damit, dass sich in dieser Studie die meisten Frakturen bei dem System mit der niedrigsten Haftkraft zeigten (Gruppe M).

Der Streubereich der Mengenverteilung an verbleibendem Kunststoff war bei keinem Adhäsivsystem wirklich optimal. In fünf von neun untersuchten Gruppen streuten die Werte sogar über das gesamte untersuchte Intervall. Nur in Gruppe Q (Transbond Supreme LV) war der Bruchstellenverlauf deutlich in Richtung Bracket-Komposit-Grenze verschoben, d.h. alle getesteten Proben zeigten mehr als 50 % Restadhäsiv auf dem Schmelz auf. Zusammenfassend formuliert blieb mit Ausnahme der Gruppen M und N bei allen untersuchten Gruppen nach dem Abscherversuch tendenziell mehr Kunststoff auf dem Zahn als auf dem Befestigungselement zurück.

## 6 Zusammenfassung

Ästhetik spielt gerade in der heutigen Gesellschaft eine wichtige Rolle. Eine möglichst unsichtbare, ästhetisch unauffällige Korrektur von Zahnfehlstellungen ermöglichen Lingualbrackets. Klinisch werden für vestibuläre Schmelzflächen Haftwerte von 6 - 8 MPa gefordert, damit die einwirkenden Kräfte – seien sie durch Kaubewegungen bedingt oder therapeutischer Natur – nicht zum Verlust des Befestigungselements führen.

In vorliegender Studie sollte die Haftfestigkeit und der Restadhäsivverbleib auf der Schmelzoberfläche von neun verschiedenen Adhäsivsystemen in Kombination mit dem selbstligierenden In-Ovation<sup>®</sup>L-Bracket analysiert werden. Während für andere Befestigungselemente bereits eine Reihe von Untersuchungsergebnissen aus früheren Arbeiten vorliegen, wurde noch keine Studie veröffentlicht, welche sich mit der Suche nach einem optimalen System für die Anbringung dieser Lingualbrackets auf der Zahnhartsubstanz beschäftigte.

Zur Anwendung kamen 90 frisch extrahierte, bleibende Unterkieferfrontzähne von Rindern. Diese wurden in neun Gruppen zu zehn Prüfkörpern unterteilt, wobei für die linguale Befestigung des In-Ovation<sup>®</sup>L-Brackets jeweils ein anderes Adhäsivsystem verwendet wurde (i Bond, Transbond XT Primer, Transbond XT Adhäsiv; Transbond Plus SEP, Transbond XT; i Bond, Transbond MIP, Transbond XT Adhäsiv; i Bond, Unite Bonding; GC Fuji Ortho LC; Sure Ortho Light Bond; Light Bond; i Bond, Transbond XT Primer, Transbond Supreme LV; i Bond, Transbond XT Primer, Blugloo-Adhäsiv). Anschließend erfolgte die Lagerung in destilliertem Wasser. Im Rahmen der Abscherversuche wurden die zum Debonding nötigen Kräfte für die einzelnen Systeme gemessen. Zusätzlich erfolgte für jeden einzelnen abgescherten Prüfkörper die Bestimmung des Restadhäsivverbleibs auf der Schmelzoberfläche (ARI-Score). Mittels einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) wurden die Unterschiede zwischen den Gruppen ermittelt. Insgesamt lieferten 77 Prüfkörper klinisch brauchbare Ergebnisse.

Die statistische Auswertung zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Adhäsivsystemen bezüglich der Haftkraft, sodass nicht von dem „optimalen“ Adhäsivsystem bzw Komposit für die Applikation des In-Ovation<sup>®</sup>L-Brackets gesprochen werden kann. Light Bond erzielte jedoch die höchsten und Unite Bonding, als

Vertreter der chemisch härtenden Komposite, die niedrigsten Abscherwerte. Insgesamt betrachtet fielen die Werte eher gering aus. Bis auf Light Bond erreichte keines der untersuchten Materialien das von Reynolds (1975) für Vestibulärflächen geforderte Mindestmaß an Haftkraft von 6 MPa, das eine erfolgreiche kieferorthopädische Behandlung ohne Bracketverlust ermöglicht. Für die linguale Zahnflächen liegt jedoch noch kein entsprechender Referenzwert vor. Die Wahl des Adhäsivsystems sollte deshalb der individuellen Situation angepasst werden. Jedes Material weist seine Vor- und Nachteile auf. Bei z.B. anstehender Applikation des In-Ovation® L-Brackets im Unterkiefer, wo vermehrter Speichelfluss und die eingeschränkte Sicht die Verhältnisse durchaus erschweren können, sollte demnach den selbststützenden bzw. den feuchtigkeitunempfindlichen Systemen Vorrang geboten werden. Selbststützende Materialien erzielten in dieser Studie nicht nur geringfügig höhere Haftkräfte als das konventionelle Ätzen mit i Bond – dabei spielte das verwendete Komposit keine Rolle – sie minimieren allgemein den Schmelzverlust und verkürzen durch eine Reduktion der Arbeitsschritte die Behandlungszeit.

Hinsichtlich des ARI-Scores lassen sich lediglich zwischen Fuji Ortho LC und der Gruppe, in der Transbond MIP Anwendung fand, statistisch signifikante Unterschiede feststellen, mit der Folge, dass aufgrund eines Restadhäsivverbleibs von 82,6 % bei dem feuchtigkeitunempfindlichen Primer mit einem zeitlichen Mehraufwand bei der Entfernung des Materials gerechnet werden muss. Alle anderen Systeme zeigen diesbezüglich im Vergleich keine Auffälligkeiten und waren sich sehr ähnlich. Schmelzausrisse kamen jedoch vermehrt bei der Anwendung des Unite Bonding-Adhäsivsystems zum Vorschein. Inwieweit dieser Sachverhalt jedoch auf die klinischen Verhältnisse übertragen werden kann, ist fraglich. In vivo scheint nämlich die Wahrscheinlichkeit für Schmelzausrisse geringer zu sein, da vitale Zähne im Vergleich zu extrahierten trotz flüssiger Lagerung nicht so sehr zu diesem Phänomen neigen.

Insgesamt betrachtet ließ sich nur ein schwach ausgeprägter statistischer Zusammenhang zwischen der Haftkraft und der Menge an Restadhäsiv auf der Schmelzoberfläche feststellen. So verlagerte sich der Frakturlinienverlauf beim Vergleich einiger Gruppen mit zunehmender Haftkraft von der Schmelz-Adhäsiv- in Richtung Adhäsiv-Bracket-Grenze. Dies war allerdings nicht bei allen Gruppenegegenüberstellungen der Fall.

In dieser Studie fand keine Normierung der Prüfkörper statt. Um allerdings reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten, wären Nivellierungsmaßnahmen erforderlich gewesen.

Eine weitere Problematik bestand darin, dass nahezu 15 % der untersuchten Proben kein verwertbares Ergebnis lieferten und infolgedessen aus der statistischen Auswertung ausgeschlossen wurden. So erbrachte beispielsweise das Unite Bonding-Adhäsivsystem lediglich fünf brauchbare Werte (anfänglich waren es zehn Prüfkörper). Die Folge war eine hohe Streurate in dieser Gruppe. Somit ist es fraglich, ob eine so geringe Anzahl an Proben repräsentant für ein ganzes Adhäsivsystem sein kann, d.h. ob aus dieser Tatsache Rückschlüsse auf die Eigenschaften eines Materials gezogen werden können.

Zusammengefasst kann festgehalten werden, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen untersuchten Materialien festgestellt werden konnten. Somit sollte die Wahl des Adhäsivsystems der jeweiligen Situation, aber auch den Vorlieben des Behandlers angepasst werden. Die resultierenden Haftkräfte scheinen im Vergleich zu den in der Literatur geforderten Angaben für eine sichere und erfolgreiche kieferorthopädische Anwendung momentan noch zu gering – wenn dabei von dem an den vestibulären Zahnflächen geforderten Wert ausgegangen wird. Ob lingual geringere Haftkräfte ausreichend sind als labial und sich v.a. klinisch bewähren, müssen weitere Recherchen zeigen. Um die resultierenden Werte möglicherweise zu erhöhen, empfehlen einige Autoren, z.B. die Bracketbasen vorzubehandeln. Alles in allem handelt es sich um eine in vitro Studie, deren Ergebnisse der groben Orientierung dienen und nicht automatisch mit dem klinischen Erfolg in der Mundhöhle korrelieren. Für genauere Thesen müssen – wie bereits erwähnt – weitere Untersuchungen folgen.

## 7 Literaturverzeichnis

- 2012-08, DIN 13996, 2008. Zahnheilkunde - Maße für Drähte und Befestigungselemente für kieferorthopädische Anwendungen .
- Abdelnaby Y. L., Al-Wakeel Eel S., 2010. Effect of early orthodontic force on shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different adhesive systems. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 138, 208-214.
- Abu Alhaija E. S., Al-Wahadni A. M., 2004. Evaluation of shear bond strength with different enamel pretreatments. *Eur. J. Orthod.* 26, 179-184.
- Ada, Division of science, 2002. Visible light-curing unit. *JADA* 133, 1429-1431.
- Akin N., Nergiz I., Platzer U., Odegaard J., 1991. Bonding strength of brackets with and without silane coating. *Fortschr. Kieferorthop.* 52, 310-314.
- Akin-Nergiz N., Nergiz I., Behlfelt K., Platzer U., 1996. Shear bond strength of a new polycarbonate bracket: an in vitro study with 14 adhesives. *Eur. J. Orthod.* 18, 295-301.
- Albaladejo A., Montero J., Gomez De Diego R., Lopez-Valverde A., 2001. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *Angle Orthod.* 8, 716-720.
- Albaladejo A., Montero J., Gómez De Diego R., López-Valverde A., 2011. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *Angle Orthod.* 81, 716-720.
- Alexander C. M., Alexander R. G., Gorman J. C., Hilgers J. J., Kurz C., Scholz R. P., 1983. Lingual orthodontics. A status report. Part 5. Lingual mechanotherapy. *J. Clin. Orthod.* 17, 99-115.
- Algera T. J., Kleverlaan C. J., Prah-Andersen B., Feilzer A. J., 2008. The influence of different bracket base surfaces on tensile and shear bond strength. *Eur. J. Orthod.* 30, 490-494.

- Aljubouri Y.D., Millet D.T., Gilmour W.H., 2003. Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. *Eur. J. Orthod.*, 411-415.
- Alster D., Feilzer A. J., De Gee A. J., Davidson C. L., 1995. Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer thickness. *J. Dent. Res.* 74, 1745-1748.
- 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. *J. Orofac. Orthop.* 69, 383-392.
- Andrews L. F., 1976. The straight-wire appliance. Explained and compared. *J. Clin. Orthod.* 10, 174-195..
- Arends J., Jongbloed W. L., 1978. Crystallites dimensions of enamel. *J. Biol. Buccale* 6, 161-171.
- Arici S., Caniklioglu C. M., Arici N., Ozer M., Oguz B., 2005. Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. *Angle Orthod.* 75, 254-259.
- Artun J., Bergland S., 1984. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am. J. Orthod.*, 333-340.
- Artun J., Brobakken B. O., 1986. Prevalence of carious white spots after orthodontic treatment with multibonded appliances. *Eur. J. Orthod.* 8, 229-234.
- Asmussen E., 1975. NMR-analysis of monomers in restorative resins. *Acta. Odontol. Scand.* 33, 129-134.
- Asmussen E., 1977. Penetration of restorative resins into acid etched enamel: viscosity, surface tension and contact angle of restorative resin monomers. *Acta. Odontol. Scand.* 35, 175-182.
- Attin R., Stawarczyk B., Kecik D., Knösel M., Wiechmann D., Attin T., 2012. Shear bond strength of brackets to demineralize enamel after different pretreatment methods. *Angle Orthod.* 82, 56-61.
- Azezullah F., 2006. Abscherversuche verschiedener Systeme von Kunststoff- und Keramikkbrackets mit ihren Befestigungskompositen. *Med. Dent. Diss., Univ. Frankfurt/M.*

- Banerjee S., Banerjee R., 2011. A comparative evaluation of the shear bond strength of five different orthodontic bonding agents polymerized using halogen and light-emitting diode curing lights: an in vitro investigation. *Indian. J. Dent. Res.* 22, 731-732.
- Banks P. A., Richmond S., 1994. Enamel sealants: a clinical evaluation of their value during fixed appliance therapy. *Eur. J. Orthod.* 16, 19-25.
- Barkmeier W.W., Cooley R.L., 1992. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper. Dent. Suppl.* 5, 50-61.
- Basaran G., Ozer T., Devecioglu Kama J., 2009. Comparison of a recently developed nanofiller self-etching primer adhesive with other self-etching primers and conventional acid etching. *Eur. J. Orthod.* 3, 271-275.
- Baumgärtel S., 2011. Selbstligierende Brackets – Dichtung und Wahrheit. *Kompensdium*, 38-41.
- Bednar J.R, Gruenemann G. W., 1993. The influence of bracket-design on moment production during axial rotation. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 104, 254-261.
- Bender R., Lange S., 2007. Was ist der p-Wert? *Dtsch. Med. Wochenschr.* 132, e15-e16.
- Benson P. E., Pender N., Higham S. M., 1999. An in situ caries model to study demineralization during fixed orthodontics. *Cin. Orthod. Res.* 2, 143-153.
- Berger J. L., 1990. The influence of the seed bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 97, 219-228.
- Bherwani A., Fida M., Azam I., 2008. Bond failure with a no-mix adhesive system. *Angle Orthod.* 78, 545-548.
- Bishara S. E., Ajlouni R., Laffoon J. F., 2003. Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 123, 21-24.
- Bishara S. E., Ajlouni R., Laffoon J. F., Warren J. J., 2006a. Comparison of shear bond strength of two self-etch-primer/adhesive systems. *Angle Orthod.* 76, 123-126.

- Bishara S. E., Fonseca J. M., Fehr D. E., Boyer D. B., 1994. Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *Angle Orthod.* 64, 277-282.
- Bishara S. E., Laffoon J. F., Vonwald L., Warren J. J., 2002. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 121, 521-525.
- Bishara S. E., Olsen M. E., Vonwald L., 1997. Evaluation of debonding characteristics of a new collapsible ceramic bracket. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 112, 552-559.
- Bishara S. E., Ostby A. W., Ajlouni R., Laffoon J. F., Warren J. J., 2006b. Early shear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 76, 689-693.
- Bishara S. E., Soliman M. M., Oonsombat C., Laffoon J. F., Ajlouni R., 2004. The effect of variation in mesh-base design on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 74, 400-404.
- Bishara S. E., Vonwald L., Laffoon J. F., Jakobsen J. R., 2000. Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 118, 288-294.
- Bishara, S. E., Gordan V. V., Vonwald L., Jakobsen J.R., 1999. Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 115, 24-28.
- Bishara, S. E., Gordan V. V., Vonwald L., Olson M. E., 1998. Effect of an acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 114, 243-247.
- Bishara S. E., L. Vonwald, J. F. Laffoon, Warren J. J., 2001. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 119, 621-624.
- Bock F., Goldbecher H., Stolze A., 2007. Klinische Erfahrungen mit verschiedenen selbstligierenden Bracketsystemen. *Kieferortop.* 21, 157-167.
- Bortz J., Schuster C., 2010. *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler.* Springer Verlag, Berlin.

- Bourauel C., Husmann P., Höse N., Keilig L., Jäger A., 2007. Die Friktion bei der bogenführenden Zahnbewegung. *Inf. Orthod. Kieferorthop.* 39, 18-26.
- Bowen R. L., Rodriguez M. S., 1962. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J. Am. Dent. Assoc.* 64, 378-387.
- Bradburn G., Pender N., 1992. In vitro study of the bond strength of two light-cured composites used in the direct bonding of orthodontic brackets to molars. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 102, 418-426.
- Brandley W. A., Eliades T., 2001. Orthodontic Brackets. In: *Orthodontic Materials. Scientific and clinical aspects.*, von Eliades T. Brandley W. A. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 143-169.
- Brännström M., Malmgren O., Nordenvall K. J., 1982. Etching of young permanent teeth with an acid gel. *Am. J. Orthod.* 82, 379-383.
- Brockhaus Enzyklopädie, 1988, 19. Auflage, Mannheim.
- Brosius F., 1998. SPSS 8 – Professionelle Statistik unter Windows. International Thomson Publishing, Bonn.
- Brown C. R. L., Way D. C., 1978. Enamel loss during orthodontic bonding and subsequent loss during removal of filled and unfilled adhesives. *Am. J. Orthod.* 74, 663.
- Bühl A., Zöfel P., 2000. SPSS Version 10. Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows. 7. Aufl., Addison-Wesley Verlag, München.
- Bulut H., Türkün M., Türkün L. S., Isiksal E., 2007. Evaluation of the shear bond strength of 3 curing bracket bonding systems combined with an antibacterial adhesive. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 132, 77-83.
- Buonocore M. G., 1963. Principles of adhesion and adhesive restorative materials. *J. Am. Dent. Assoc.* 67, 382-391.
- Buonocore M. G., 1955. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dent. Res.* 34, 849-853.
- Byloff F.K., 2003. Das Speed-System – Eine Behandlungsphilosophie mit selbstligierenden Brackets. *Inf. Orthod. Kieferorthop.* 35, 45-53.

- Cacciafesta V., Sfondrini M. F., Riccardi A., Klersy C., Auricchio F., 2003a. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 124, 395-402.
- Cacciafesta V., M. F. Sfondrini, M., De Angelis, A. Scribante, Klersy C., 2003c. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 123, 633-640.
- Cacciafesta V., M. F. Sfondrini, Klersy C., Gatti S., 2007. Effect of water and saliva contamination on the shear bond strength of a light-cured cyanoacrylate adhesive. *Prog. Orthod.* 8, 100-111.
- Cacciafesta V., Sfondrini M. F., L. Baluga, A. Scribante, Klersy C., 2003b. Use of a self-etching primer in combination with a resin modified glass ionomer: effect of water and saliva contamination on shear bond strength. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 124, 420-426.
- Camargo C. H., Bernardineli N., Valera M. C., De Carvalho C. A., De Oliveira L. D., Menezes M. M., Afonso S. E., Mancini M. N., 2006. Vehicle influence on calcium hydroxide pastes diffusion in human and bovine teeth. *Dent. Traumatol.* 22, 669-674.
- Camargo M. A., Marques M. M., de Cara A. A., 2008. Morphological analysis of human and bovine dentine by scanning electron microscope investigation. *Arch. Oral. Biol.* 53, 105-108.
- Campoy M. D., Vincente A., Bravo L. A., 2005. Effect of saliva contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a self-etching primer. *Angle Orthod.* 75, 865-869.
- Cardodo P. E., Braga R. R., Carriho M. R., 1998. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent. Mater.* 14, 394-398.
- Chaconas S. J., Caputo A. A., Brunetto A. R., 1990. Force transmission characteristics of lingual appliances. *J. Clin. Orthod.* 24, 36.

- Chamda R. A., Stein E., 1996. Time-related bond strengths of light-cured and chemically cured bonding systems: an in-vitro study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 110, 378-382.
- Chen M. S., Horrocks E. N., Evans R. D., 1998. Video versus lecture: effective alternatives for orthodontic auxiliary training. *Br. J. Orthod.* 25, 191-195.
- Chen S. S., Greenlee G. M., Kim J. E., Smith C. L., Huang G. J., 2010. Systematic review of self-ligating brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 137, 726.e1-726.e18.
- Cheng H. Y., Chen C. H., Li C. L., Tsai H. H., Chou T. H., Wang W. N., 2011. Bond strength of orthodontic light-cured resin-modified glass ionomer cement. *Eur. J. Orthod.* 33, 180-184.
- Choi K. K., Condon J. R., Ferracane J. L., 2000. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J. Dent. Res.* 79, 812-817.
- Chow L. C., Brown W. E., 1973. Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissure sealant. *J. Dent. Res.* 52, 1158.
- Cinader D. K., Darell S. J., 2009. Transbond™ Supreme LV low viscosity light cure adhesive: suitable for indirect bonding. *Orthod. Perspect.* 16, 24-26.
- Cinader D., 2001. Chemical processes and performance comparisons of Transbond Plus self etching primer. *Orthod. Perspect.* 8, 5-6.
- Ciucchi B., Bouillaguet S., Holz J., Roh S, 1997. The battle o. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.
- Combe E. C., 1984. Zahnärztliche Werkstoffe. Carl Hanser Verlag, München.
- Copras - Pastor L., Villalba M. J., De Dios Lopez - Gonzalez G. J., Pedraza M. V., Moore K., Elias A., 1997. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser-etched enamel vs. acid-etched enamel. *J. Am. Dent. Assoc.* 128, 732-737.
- Costa A. R., Correr A. B., Puppin-Rontani R. M., Vedovello S. A., Valdrighi H. C., Correr-Sobrinho L., Vedovello Filho M., 2011. Effects of thermocycling and light source on the bond strength of metallic brackets to bovine teeth. *Braz. Dent. J.* 22, 486-489.

- Costa A. R., Correr A. B., Puppini-Rontani R. M., Vedovello S. A., Valdrighi H. C., Correr-Sobrinho L., Vedovello F., 2012. Effect of bonding material, etching time and silane on the bond strength of metallic orthodontic brackets to ceramic. *Braz. Dent. J.* 23, 223-227.
- Cozza P., Martucci L., De Toffol L., Penco S. I., 2006. Shear bond strength of metal brackets on enamel. *Angle Orthod.* 76, 851-856.
- Creekmore T., 1989. Lingual Orthodontics – Its renaissance. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 96, 120-137.
- Dall'igna C. M., Marchioro E. M., Spohr A. M., Mota E.G., 2011. Effect of curing time on the bond strength of a bracket-bonding system cured with a light-emitting diode or plasma arc light. *Eur. J. Orthod.* 33, 55-59.
- Davidson C. L., Boom G., Arends J., 1973. Calcium distribution in human and bovine surface enamel. *Caries. Res.* 7, 349-359.
- Davies T. M., Shaw W. C., Warthington H. W., et al., 1991. The effect of orthodontic treatment on plaque and gingivitis. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 99, 155-162.
- De Carvalho Mendonca E. C., Vieira S. N., Kawaguchi F. A., Powers J., Matos A. B., 2010. Influence of blood contamination on the bond strength of a self-etching system. *Eur. J. Dent.* 4, 280-286.
- De Saeytjdt C., Carels C. E., Lesaffre E., 1994. An evaluation of a light-curing composite for bracket placement. *Eur. J. Orthod.* 16, 541-545.
- Dickinson P. T., Powers J. M., 1980. Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases. *Am. J. Orthod.* 78, 630-639.
- Diedrich P., Jost-Brinkmann P. G., Rudzki I., Schwestka-Polly R., 2010. Kieferorthopädische Behandlung mit Lingualtechnik. Stellungnahme der DGLO, <http://www.dglo.org/de/ueber-dglo/stellungnahme> (16.07.2014).
- Diedrich P., 1981. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *Am. J. Orthod.* 79, 500-522.
- Diedrich P., 1983. Bracketadhäsivtechnik in der Zahnheilkunde. Hanser Verlag, München.

- Diedrich P., 1981. Die Verbundfestigkeit verschiedener orthodontischer Adhäsive zum konditionierten Schmelz und zur Bracketbasis. *Fortschr. Kieferorthop.* 42, 305.
- Diedrich P., 1984. Die linguale Bracketfixation – Problematik und erste Erfahrungen. *Fortschr. Kieferorthop.* 45, 65-76.
- Diedrich P., 2000. *Kieferorthopädie II – Therapie.* Urban& Fischer Verlag, München, Jena.
- Dos Santos J. E., Quioca J., Loguercio A. D., Reis A., 2006. Six-month bracket survival with a self-etch adhesive. *Angle Orthod.* 76, 863-868.
- Drescher D., Bourauel C., Schumacher H. A., 1989. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 96, 397-404.
- Driessens F. C. M., 1977. Chemical adhesion in dentistry. *Int. Dent. J.* 27, 317-323.
- Duers M. W., English J. D., Ontiveros J. C., Powers J. M., Bussa H. I., Frey G. N., Gallerano R. L., Paige S. Z., 2011. Bond strength comparison of color change adhesives for orthodontic bonding. *Tex. Dent. J.* 128, 267-275.
- Dunn W. J., 2007. Shear bond strength of an amorphous calcium-phosphate-containing orthodontic resin cement. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 131, 243-247.
- Ebermann E., 2010. Grundlagen statistischer Auswertungsverfahren (Institut für Kultur- und Sozialanthropologie), <http://www.univie.ac.at/ksa/elearning/cp/quantitative/quantitative-titel.html> (16.07.2014)
- Edmunds D. H., Whittaker D. H., Green R. M., 1988. Suitability of human, bovine, equine, and ovine tooth enamel for studies of artificial bacterial carious lesions. *Caries. Res.* 22, 327-336.
- Egan F.R., Alexander S.A., Cartwright G.E., 1996. Bond strength of rebounded orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 109, 64-70.
- Eichner K., Kappert H. F., 2005. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung (Band 1: Grundlagen und Verarbeitung).* 8. Aufl., Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart.
- Eliades T., Bourauel C., 2005. Intraoral aging of orthodontal materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 127, 403-412.
- Eliades T., Brandley W.A., 2000. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur. J. Orthod* 22, 13-23.

- Eliades T., Eliades G., Brandley T. G., Watts D. C., 2000. Degree of cure of orthodontic adhesives with various polymerization initiation modes. *Eur. J. Orthod.* 22, 395-399.
- Eliades T., Viazis A. D., Eliades G., 1991. Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 99, 369-375.
- Endo T., Ozoe R., Sanpei S., Shinkai K., Katoh Y., Shimooka S., 2008. Effects of moisture conditions of dental enamel surface on bond strength of brackets bonded with moisture-insensitive primer adhesive system. *Odontology* 96, 50-4.
- Epple M., 2012. Feste Zahnsperre – aber bitte unsichtbar!, <http://www.kfo-epple.de/news/news-archiv/article/feste-zahnsperre-aber-bitte-unsichtbar.html> (16.07.2014)
- Eriksson S. O., Pereira P. N., Swift E. J., Heymann H. O., Sigurdsson A., 2004. Effects of saliva contamination on resin-resin bond strength. *Dent. Mater.* 20, 37-44.
- Esser M., Tinschert J., Marx R., 1998. Materialkennwerte der Zahnhartsubstanz des Rindes im Vergleich zur humanen Zahnhartsubstanz. *DZZ* 53, 713-717.
- Evans L. B., Powers J. M., 1985. Factors affecting in vitro bond strength of no-mix orthodontic cements. *Am. J. Orthod.* 87, 508-512.
- Evans L. J., Peters C., Flickinger C., Taloumis L., Dunn W., 2002. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 121, 510-515.
- Fadel B., Miethke R. R., 1994. Die kieferorthopädische Behandlung des offenen Bisses bei Dysfunktionen und Habits. *Kieferorthop.* 8, 11-22.
- Fajen V. B., Ducanson M. G. Jr, Nanda R. S., Currier G. F., Angolkar P.V., 1990. An in vitro evaluation of bond strength of three glass ionomer cements. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 97, 316-322.
- Faltermeier A., Behr M., 2005. Effect of bracket base conditioning. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 135, 12e1-12e5.
- Faltermeier A., Behr M., Rosentritt M., Reicheneder C., Mussig D., 2007a. An in vitro comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding. *Eur. J. Orthod.* 29, 559-563.

- Faltermeier A., Rosentritt M., Faltermeier R., Reicheneder C., Müssig D., 2007b. Influence of filler level on the bond strength of orthodontic adhesives. *Angle Orthod.* 77, 494-498.
- Featherstone J. D., Mellberg J. R., 1981. Relative rates of progress of artificial carious lesions in bovine, ovine and human enamel. *Caries. Res.* 15, 109-114.
- Fernandes T. M., Janson G., Somensi J., Pinzan A., Francisconi P. A., Sathler R., Henriques J. F., 2012. Effects of modifying the bonding protocol on the shear bond strength of metallic and ceramic orthodontic brackets. *Gen. Dent.* 60, 51-55.
- Fernandez L., Canut J. A., 1999. In vitro comparison of the retention capacity of a new esthetic bracket. *Eur. J. Orthod.* 21, 71-77.
- Ferschl F., 1985. *Deskriptive Statistik*. 3.Aufl., Physika-Verlag, Würzburg.
- Filho J. C., Braz A. K., Souza T. R., De Araujo R. E., Pithon M. M., Tanaka O. M., 2013. Optical coherence tomography for debonding evaluation: An in-vitro qualitative study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 143, 61-68.
- Fjled M., Øgaard B., 2004. Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 130, 575-581.
- Fleming P. S., Johal A., 2010. Self-ligating brackets in orthodontics. A systematic review. *Angle Orthod.* 80, 575-584.
- Flores A. R., Saez E. G., Barcelo F., 1999. Metallic bracket to enamel bonding with a photopolymerizable resin-reinforced glass ionomer. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 116, 514-517.
- Fonseca R. B., Haiter-Neto F., Carlo H. L., Soares C. J., Sinhoreti M. A., Puppini-Rontani R.M. et al., 2008. Radiodensity and hardness of enamel and dentin of human and bovine teeth, varying bovine teeth age. *Arch. Oral. Biol.* 53, 1023-1029.
- Fonseca R. B., Haiter-Neto F., Fernandes-Neto A. J., Barbosa G. A., Soares C. J., 2004. Radiodensity of enamel and dentin of human, bovine and swine teeth. *Arch. Oral. Biol.* 49, 919-922.
- Fowler C. S., Swartz M. L., Moore B. K., Rhodes B. F., 1992. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent. Mater.* 8, 265-269.

- Fowler P. V., 1990. Variations in the perception of ideal bracket location and its implications for the pre-adjusted edgewise appliance. *Br. J. Orthod.* 17, 305-310.
- Frick J., Heideborn M. O., 1979. Indirektes und direktes Kleben von Brackets (Vor- und Nachteile, praktisches Vorgehen). *Fortschr. Kieferorthop.* 40, 234-224.
- Fritz U., Diedrich P., Wiechmann D., 2002. Lingual Technique – Patients` characteristics, motivation and acceptance: Interpretation of a retrospective survey. *J. Orofac. Orthop./ Fortschr. Kieferorthop.* 63, 227-233.
- Fuck L. M., Wiechmann D., Drescher D., 2005. Comparison of the initial orthodontic force systems produced by a new lingual bracket system and a straight-wire appliance. *J. Orofac. Orthop.* 66, 363-376.
- Fuck L.-M., Wilmes B., Gürler G. et al., 2007. Friktionsverhalten selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme. *Inf. Orthod. Kieferorthop.* 39, 6-17.
- Gamborgi G. P., Loguerico A. D., Reis A., 2006. Influence of enamel border and regional variability on durability of resin-dentin bonds. *J. Dent.* 27.
- Gängler P., Hoffmann T., Willershausen B., Schwenzer N., Ehrenfeld M., 2005. Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. 3.Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart.
- Gardner A., Hobson R., 2001. Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 120, 64-67.
- Geraldeli S, Perdigao J., 2003. Microleakage of a new restorative system in posterior teeth. *J. Dent. Res.* 126.
- Gerkhardt K., 1997. Die Lingualtechnik – Möglichkeiten und Grenzen heute. *BZB* 1, 29-30.
- Geron S., Chaushu S., 2002. Lingual extraction treatment of anterior open bite in an adult. *J. Clin. Orthod.* 36, 441-446.
- Geron S., 2004. Managing the orthodontic treatment of patients with advanced periodontal disease: the lingual appliance. *World. J. Orthod.* 5, 324-331.
- Göbel M., 2003. In-vitro-Untersuchung kieferorthopädischer Haftverbundsysteme mit Scher- und Zugkräften unter dem Aspekt standardisierter Prüfverfahren. *Med. Dent. Diss., Univ. Freiburg.*

- Godoy-Bezerra J., Vieira S., Oliviera J. H., Lara F., 2006. Shear bond strength of resin-modified glass ionomer cement with saliva present and different enamel pretreatments. *Angle Orthod.* 76, 470-474.
- Gorelick L., Geiger A. M., Gwinnett A. J., 1982. Incidence of white spot formation after bonding and banding. *Am. J. Orthod.* 81, 93-98.
- Gorelick L., Geiger A. M., Gwinnett A. J., 1984. Implications of the failure rates of bonded brackets and eyelets: A clinical study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 86, 403-406.
- Gorman J. C., Smith J. R., 1991. Comparison of treatment effects with labial and lingual fixed appliances. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 99, 202-209.
- Gorton J., Featherstone J. D., 2003. In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 123, 10-14.
- Graf I., Jakobi B. E., 2000. Haftfestigkeit verschiedener Flourid freisetzender Bracketadhäsivsysteme. *Fortschr. Kieferorthop.* 61, 191-198.
- Graham B.S., Jones D.W., Sutow E.J., 1991. An in vivo and in vitro study of the loss of plasticizer from soft polymer - gel materials. *J. J. Dent. Res.* 70, 870-873.
- Greenlaw R., Way D. C., Galil K. A., 1989. An in vitro evaluation of a visible light-cured resin as an alternative to conventional resin bonding systems. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 96, 214-220.
- Grubisa H. S., Heo G., Raboud D., K. E. Glover, Major P. W., 2004. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 126, 213-219.
- Guan G., Takano-Yamamoto T., Miyamoto M., Hattori T., Ishikawa K., Suzuki K., 2000. Shear bond strength of orthodontic plastic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 117, 438-443.
- Gwinnett A. J., Gorelick L., 1977. Microscopic evaluation of enamel after debonding. *Am. J. Orthod.* 71, 651-665.
- Gwinnett A. J., Matsui A., 1967. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch. Oral. Biol.* 12, 1615-1620.

- Hajrassie M. K., Khier S. E., 2007. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 131, 384-390.
- Haller B., Blunck U., 2003. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl. Mitt.* 7, 48.
- Haller B., Hellwig E., 1999. Neue Füllungsmaterialien für den Seitenzahnbereich - Eine klinische Bestandsaufnahme. *Z. Bay. Online.*
- Harradine N. W. T., 2001. Self-ligating brackets and treatment efficiency. *Clin. Orthod.*, 220-227.
- Harradine N. W. T., 2003. Self-ligating brackets: where are we now? *J. Ortod.* 30, 262-273.
- Hartung J., 1999. Statistik. Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik. 12. Aufl., Oldenbourg Verlag, München, Wien.
- Harzer W., 2011. Checklisten der Zahnmedizin – Kieferorthopädie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- Harzer W., 1999. Lehrbuch der Kieferorthopädie. Hanser Verlag, München.
- Heinig N., Hartmann A., 2008. Efficacy of a sealant : study on the efficacy of a sealant (Light Bond) in preventing decalcification during multibracket therapy. *J. Orofac. Orthop.* 69, 154-167.
- Hellwig E., J. Klimek, Attin T., 2009. Einführung in die Zahnerhaltung. 5. Aufl., Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln.
- Henao S. P., Kusy R. P., 2004. Evaluation of the frictional resistance of conventional and self-ligating bracket design using standardized archwires and dental typodonts. *Angle Orthod.* 74, 202-211.
- Hirani S., Sherriff M., 2006. Bonding characteristics of a self-etching primer and precoated brackets: an in vitro study. *Eur. J. Orthod.* 28, 400-404.
- Ho A. C., Akyalcin S., Bonstein T., Wiltshire W. A., 2011. In vitro shearing force testing of two seventh generation self-etching primers. *J. Orthod.* 38, 269-274.

- Hobson R. S., McCabe J. F., Hogg S. D., 2001. Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dent. Mater.* 17, 184-189.
- Hocevar R., Vincent H., 1988. Indirect versus direct bonding: Bond strength and failure location. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 33, 650-652.
- Hocevar R. A., 1977. Direct bonding metal brackets with the Concise-enamel system. *J. Clin. Orthod.* 11, 473-482.
- Hohoff A., Stamm T., Ehmer U., 2004. Comparison of the effect on oral discomfort of two positioning techniques with lingual brackets. *Angle Orthod.* 74, 226-233.
- Holzmeier M., Schaubmayr M., Dasch W., Hirschfelder U., 2008. A new generation of self-etching adhesives: comparison with traditional acid etch technique. *J. Orofac. Orthop.* 69, 78-93.
- Hosein I., Sherriff M., Ireland A. J., 2004. Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 126, 717-724.
- Hosein I., M. Sherriff, Ireland A. J., 2004. Enamel loss during bonding, debonding and cleanup with use of a self-etching primer. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 126, 717-724.
- Hu W., Featherstone J. D., 2005. Prevention of enamel demineralization: an in-vitro study using light-cured filled sealant. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 128, 592-600.
- Hubert E. A. R. N., Almeida R. R., Lascalla C. A., Cotrim-Ferreira F. A., Vellini-Ferreira F., 2001. Development of an adequate device to measure bracket debonding force in vivo. *JBO* 6: 227-233.
- Iijima M., Ito S., Yuasa T., Muguruma T., Saito T., Mizoguchi I., 2008. Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems. *Dent. Mater. J.* 27, 392-399.
- Immerz I., 2012. Einflussfaktoren des Bleichens auf die Zahnfarbe und Haftkraft kieferorthopädischer Keramikbrackets - eine in vitro Studie. *Med. Dent. Diss., Univ. Regensburg.*
- Informationsbroschüre GC Fuji Ortho LC, GC Europe N. V., Leuven.

- Ireland A. J., Sherriff M., 1994. Use of an adhesive resin for bonding orthodontic brackets. *Eur. J. Orthod.* 16, 27-34.
- ISO/TS 11405/2003, Dental materials - Testing of adhesion to tooth structure.
- Itho T., Matusuto N., Fukushima T., Inoue Y., Oniki Y., Matsumoto M., Caputo A. A., 1999. Effect of contamination and etching on enamel bond strength of new light-cured glass ionomer cements. *Angle Orthod.* 69, 450-456.
- Jacobsen P. H., 1981. The current status of composite restorative materials. *Brit. Dent. J.* 150, 15-18.
- Jaffer S., Oesterle L. J., Newman S. M., 2009. Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 136, 83-86.
- James J. W., Miller B. H., English J. D., Tadlock L. P., Buschang P. G., 2003. Effects of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakage of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 123, 555-561.
- Jia-Kuang L., Li-Tung C., Shu-Fen C., Dar-Bin S., 2002. Shear bond strength of plastic brackets with a mechanical base. *Angle Orthod.* 72, 141-145.
- Jones S. P., Cheuk G. C., Georgiou G., Moles D. R., 2009. Comparison of fluoridated apatites with pure hydroxyapatite as potential biomimetic alternatives to enamel for laboratory-based bond strength studies. *Aust. Orthod. J.* 25, 12-18.
- Jost-Brinkmann P. G., Schiffer A., Miethke R. R., 1992b. The effect of adhesive layer thickness on bond strength. *J. Clin. Orthod.* 26, 718-720.
- Jost-Brinkmann P. G., Tane K., Sakunda M., Miethke R. R., 1993. FEM-Studie zum biomechanischen Vergleich von labialem und palatinalem Kraftangriff an oberen Inzisivi. *Fortschr. Kieferorthop.* 54, 76.
- Jost-Brinkmann P.G., Stein H., Miethke R. R., Nakata M., 1992a. Histologic investigation of the human pulp after thermodebonding of metal and ceramic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 102, 410-417.
- Kahl-Nieke B., 2010. Einführung in die Kieferorthopädie – Diagnostik, Behandlungsplanung, Therapie; 3. überarbeitete Aufl., Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln.
- Kappert H. F., Jonas I., Rakosi T. H., 1984. Zur Bedeutung des Korrosionsfaktors bei der Bracket-Adhäsiv-Technik. *Fortschr. Kieferorthop.* 4, 271.

- Keizer S., Ten Cate J. M., Arends J., 1976. Direct bonding of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod.* 69, 318-327.
- Kinch A. P., Taylor H., Warltier R., Oliver R. G., Newcombe R. G., 1988. A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded brackets using etch times of 15 or 60 seconds. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 94, 476-483.
- Kirk R. E., Othmer D. F., Kroschwitz J., Howe-Grant M., 1991. *Encyclopedia of chemical technologie.* 4<sup>th</sup> ed., Wiley, New York.
- Klee W., 2007. Das KIS-System - hochpräzise linguale Bracket-Technik. <http://www.kfo-klee.de> (20.12.2012).
- Klocke A., Kahl-Nieke B., 2005. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent. Mater.* 21, 391-396.
- Klocke A., Shi J., Kahl-Nieke B., Bismayer U., 2003. Bond strength with custom base indirect bonding techniques. *Angle Orthod.* 73, 176-180.
- Knoll M., Gwinnett A. J., Wolff M. S., 1986. Shear strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth. *Am. J. Orthod.* 89, 476-479.
- Knox J., Hubsch P., Jones M. L., Middleton J., 2000. The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cement interface. *J Orthod* 27, 249-254.
- Knox J., Kralj B., Hubsch P., Middleton J., Jones M. L., 2001. An evaluation of the quality of orthodontic attachment offered by single- and double-mesh bracket bases using the finite element method of stress analysis. *Angle Orthod.* 71, 149-155.
- Korbmacher H., Klocke A., Huck L., Kahl-Nieke B., 2002. Enamel conditioning for orthodontic bonding with a single-step bonding agent. *J. Orofac. Orthop.* 63, 463-471.
- Koschack J., 2008. Standardabweichung und Standardfehler: der kleine, aber feine Unterschied. *Z. Allg. Med.* 84, 258-260.
- Krejci I., Albertoni M., Lutz F., 1990. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 2.Zahnbürsten-/Zahnpastaabrasion und chemische Degradation. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* 100, 1164-1168.

- Krifka S., Börzsönyi A., Koch A., Hiller K. A., Schmalz G., Friedl K. H., 2008. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel – human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent. Mater.* 24, 888-894.
- Krummenauer F., Wojciechowski C., Baulig C., Al-Nawas B., 2007. Boxplots – die flexible Alternative zum „Antennen-Bildchen“. *Zahnärztl. Impl.* 23, 319-322.
- Kujawski M., 2007/2008. Einfach und schnell bei hoher ästhetischer Schwierigkeitsstufe. *ZWR* 121, 366-368.
- Kula K., Schreiner R., Brown J., Glaros A., 2002. Clinical bond failure of pre-coated and operator-coated orthodontic brackets. *Orthod. Craniofac. Res.* 5, 161-165.
- Kullmann W., 1990. Atlas der Zahnerhaltung mit Glasionomer-Zementen und Komposit-Kunststoffen. Hanser Verlag, München.
- Kurz C. R., Romano R., 1998. Lingual orthodontics: Historical perspective. Hamilton BC Decker Inc, 3-19.
- Kurz C. R., Swartz M. L., Andreiko C., 1982. Lingual orthodontics: A status report Part 2: Research and development. *J. Clin. Orthod.* 16, 735-740.
- Kusy R. P., 2000. Orthodontic biomechanics: Vistas from the top of a new century. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 117, 589-591.
- Lacey D. L., Timms E., Tan H. L., Keley M. J., Dunstan C. R., Burgess T., Elliott R., Colombero A., Elliott G., Scully S., Hsu H., Sullivan J., Hawkins N., Davy E., Capparelli C., Eli A., Qian Y. X., Kaufman S., Sarosi I., Shalhoub V., et al., 1998. Osteoprotegerin ligand is a cytokine that regulates osteoclast differentiation and activation. *Cell.* 93, 165-176.
- Lamper T., Steinhäuser-Andresen S., Huth K. C., Ilie N., Paschos E., 2012. Does a reduction of polymerization time and bonding steps affect the bond strength of brackets? *Clin. Oral. Investig.* 16, 665-671.
- Larmour C. J., Stirrups D. R., 2001. An ex vivo assessment of a resin-modified glass ionomer cement in relation to bonding technique. *J. Orthod.* 28(3), 207-210.
- Laurence-Young P., Bozec L., Gracia L., Rees G., Lippert F., Lynch R. J., et al., 2011. A review of the structure of human and bovine dental hard tissues and their

- physicochemical behavior in relation to erosive challenge and remineralisation. *J. Dent.* 39, 266-272.
- Lee J. J., Nettey-Marbell A., Cook A. Jr., Pimenta L. A., Leonard R., Ritter A. V., 2007. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J. Am. Dent. Assoc.* 138, 1599-1603.
- Lehmann, K. M., Hellwig E., 2005. *Zahnärztliche Propädeutik*. 10. Aufl.. Urban & Fischer Verlag, München .
- Liu J. K., Chuang S. F., Chang C. Y., Pan Y. J., 2004. Comparison of initial shear bond strengths of plastic and metal brackets. *Eur. J. Orthod.* 26, 531-534.
- Loftus B. P., Årtun J., Nicholls J. I., Alonzo T. A., Stoner J. A., 1999. Evaluation of friction during sliding tooth movement during in various bracket-arch wire combinations. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 116, 335-345.
- Loguerico A. D., Uceda-Gomez N., Carrilho M. R., Reis A., 2005. Influence of specimen size and regional variation on longterm resin-dentin bond strength. *Dent. Mater.* 21, 224-231.
- Lopez J. I., 1980. Retentive shear strengths of various bonding attachment bases. *Am. J. Orthod.* 77, 669-678.
- Lowder P. D., Foley T., Banting D. W., 2008. Bond strength of 4 orthodontic adhesives used with a caries-protective resin sealant. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 134, 291-295.
- Ludwig B., Glasl B., Bock F., Bock J., Goldbecher H., Lietz T. H., 2009/2010. *Selbstligierende Brackets: Konzepte und Behandlung*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- Ludwig B., Modjahedpour E., Glasl B., 2010. *Leichtes Positionieren auch bei schwierigeren Lingualfällen*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- Lugato I. C., Pignatta L. M., Arantes Fde M., Santos E. C., 2009. Comparison of the shear bond strengths of conventional mesh bases and sandblasted orthodontic bracket bases. *Braz. Oral. Res.* 23, 407-414.

- Mac Coll G. A., Rossouw P. E., Titley K. C., Yasmin C., 1998. The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetched foil-mesh bases. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 113, 276-228.
- Madsen H., 2004. Lingualtechnik - Die unsichtbare Universalapparatur. [http://www.zwp-online.info/archiv/pub/gim/zwp/2004/zwp1104/zwp1104\\_082\\_086\\_madsen.pdf](http://www.zwp-online.info/archiv/pub/gim/zwp/2004/zwp1104/zwp1104_082_086_madsen.pdf) (13.12.2012).
- Maijer R., Smith D. C., 1981. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am. J. Orthod.* 79, 20-34.
- Maijer R., Smith D. C., 1982. Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am. J. Orthod.* 81, 43.
- Maijer R., Smith D. C., 1990. Time saving with self-ligating brackets. *J. Clin. Orthod.* 24, 29-31.
- Martens J., 2003. *Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows*. 2. Aufl., Oldenburg-Verlag, München.
- Maruo I. T., Godoy-Bezerra J., Saga A. Y., Tanaka O. M., Maruo H., Camargo E. S., 2010. Effect of etching and light-curing time on the shear bond strength of a resin-modified glass ionomer cement. *Braz. Dent. J.* 21, 533-537.
- Matarese G., Nucera R., Militi A., Mazza M., Portelli M., Festa F., Cordasco G., 2008. Evaluation of frictional forces during dental alignment: An experimental model with nonleveled bracket. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 133, 708-715.
- Matasa C. G., Eliades G., Eliades T., Brandley W. A., Watts D. C., 2003. Characteristics of used orthodontic brackets. In: *Dental materials in vivo*. Quintessence: 139-154.
- Matasa C. G., 1989. Adhesion and its ten commandments. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 95, 355-356.
- Matasa C. G., 1997. Moderne Klebebrackets und die Probleme, die sie verursachen können. *Info. Orthodont. Kieferorthop.* 29, 193.
- Meehan M. P., Foley T. F., Mamandras A. H., 1999. A comparison of the shear bond strengths of two glass ionomer cements. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 115, 125-132.

- Meißner J.-D., 2004. Statistik verstehen und sinnvoll nutzen – Anwendungsorientierte Einführung für Wissenschaftler. Oldenbourg Wissenschaftsverlag, München.
- Merone G., Valletta R., De Santis R., Ambrosio L., Martina R., 2010. A novel bracket base design: biomechanical stability. *Eur. J. Orthod.* 32, 219-223.
- Meurman J. H., Frank R. M., 1991. Progression and surface ultrastructure of in vitro caused erosive lesions in human and bovine enamel. *Caries. Res.* 25, 81-87.
- Millett D., McCabe J. F., Gordon P. H., 1993. The role of sandblasting on the retention of metallic brackets applied with glass ionomer cement. *Br. J. Orthod.* 20, 117-122.
- Mimura H., Deguchi T., Obata A., Yamagishi T., Ito M., 1995. Comparison of different bonding materials for laser debonding. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 108, 267-273.
- Mirzachouchaki B., Kimyai S.,Hydyri M., Shahrbaaf S., Mirzakouchaki-Boroujeni P., 2012. Effect of self-etching primer/adhesive and conventional bonding on the shear bond strength in metallic and ceramic brackets. *Med. Oral. Patol. Oral. Cir. Bucal.* 17, e164-170.
- Mitchell C. A., O'hagan E., Walker J. M., 1995. Probability of failure of orthodontic brackets bonded with different cementing agents. *Dent. Mater.* 11, 317-322.
- Miyawaki S., Yasuhara M., Koh Y., 1999. Discomfort caused by bonded lingual orthodontic appliances in adult patients as examined by retrospective questionnaire. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 115, 83-88.
- Miyazaki M., Hirohata N., Tahagaki K., Onose H., Mooore B. K., 1999. Influence of self-etching primer drying time on enamel bond strength of resin composites. *J. Dent.* 27, 203-207.
- Mizrahi E., 1983. Enamel demineralization following orthodontic treatment. *Am. J. Orthod.* 82, 62-67.
- Montasser M. A., Drummond J. L., 2009. Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. *Angle Orthod.* 79, 773-776.
- Montasser M. A., Drummond J.L., Evans C. A., 2008. Rebonding of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 78, 531-536.

- Montasser M. A., 2011. Effect of applying a sustained force during bonding orthodontic brackets on the adhesive layer and on shear bond strength. *Eur. J. Orthod.* 33, 402-406.
- Moritz A., Lindenberger R., Marvastian L., Wernisch J., 2009. Der adhäsive Verbund. *Prodental.*, 4-9.
- Moriwaki Y., Kani T., Kozatani T., Tsutsumi S., Shimode N., Yamaga R., 1968. The crystallinity change of bovine enamel during maturation. *J. JPN. Dent. Mat.* 9, 78-85.
- Moszner N., Klapdohr S., 2004. Nanotechnology for dental composites. *Int. J. Nanotechn.* 1, 130-156.
- Muchitsch A. P., Droschl H., Bantleon H. P., 1989. Adhäsionskräfte und Klebeverhalten bei graphitmarkierter Bracketposition. *Fortschr. Kieferorthop.* 50, 65.
- Mundstock K. S., Sadowsky P. L., Lacefield W., Bae S., 1999. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 116, 635-641.
- Murray S. D., Hobson R. S., 2003. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 123, 2-9.
- Nakamichi I., Iwaku M., Fusayama T., 1983. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J. Dent. Res.* 62, 1076-1081.
- Newman G. V., Newman R. A., Sun B. I., Ha J. L., Ozsoylu S. A., 1995. Adhesion promoters, their effect on the bond strength of metal brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 108, 237-241.
- Newman G.V., 1965. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am. J. Orthod.* 51, 901-912.
- Nezhat V., Gunawan A., Jost-Brinkmann P.-G., 2003. Probleme bei der Behandlung mittels Lingualtechnik – Ergebnisse einer Befragung. *Kieferorthop.* 17, 143-146.
- Nguyen T.T., Miller A., Orellana M. F., 2010. Characterization of the porosity of human dental enamel and shear bond strength in vitro after variable etch times: initial findings using the BET Method. *Angle Orthod.* 81, 707-15.

- Nicolás A. I., Vincente A., Bravo L. A., 2010. The in vitro effect of repeated bonding on the shear bond strength with different enamel conditioning procedures. *Eur. J. Orthod.* 32, 291-296.
- Nkenke E., Hirschfelder U., Martus P., Eberhard H., 1997. Evaluation of the bond strength of different bracket-bonding systems to bovine enamel. *Eur. J. Orthod.* 19, 259-270.
- Northrup R. G., Berzins D. W., Bradley T. G., Schuckit W., 2007. Shear bond strength comparison between two orthodontic adhesives and self-ligating and conventional brackets. *Angle Orthod.* 77, 701-706.
- O'Brieb J. A., Retief D. H., Bradley E. L., Denys F. R., 1988. Shear bond strength of a new dentin bonding restorative system. *Dent. Mater.* 4, 179-183.
- Obata A., Tsumura T., Niwa K., Ashizawa Y., Deguchi T., Ito M., 1999. Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *Eur. J. Orthod.* 21, 193-198.
- O'Brien K., Sandler J., 2010. In the land of no evidence, is the salesman king? *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 138, 247-249.
- Oesterle L. J., Shellhart W. C., 2008. Effect of aging on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 133, 716-720.
- Oesterle L. J., Shellhart W. C., Belanger G. K., 1998. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 114, 514-519.
- Oesterle L. J., Shellhart W. C., Fisher A., 2004. Effect of primer precuring on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 126, 699-702.
- Øgaard B., Rølla G., Arends J., 1988. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 94, 68-73.
- Øilo G., Olsson S., 1990. Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dent. Mater.* 6, 138-144.
- Øilo G., 1992. Biodegradation of dental composites/glass ionomer cements. *Adv. Dent. Res.* 6, 50-54.
- Øilo G., 1993. Bond strength testing - what does it mean? *Int. Dent. J.* 43, 492-498.

- Olsen M. E., Bishara S. E., Boyer D. B., Jacobsen J., 1996. Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 109, 403-409.
- Olsen M. E., Bishara S. E., Jacobsen J. R., 1997. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *Angle Orthod.* 67, 179-182.
- Ostby A. W., Bishara S. E., Denehy G. E., Laffoon J. F., Warren J. J., 2008. Effect of self-etchant pH on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 134, 203-208.
- Ostby A. W., Bishara S. E., Laffoon J., Warren J. J., 2007. Influence of self-etchant application time on bracket shear bond strength. *Angle Orthod.* 77, 885-889.
- Ostertag A. J., Dhuru V. B., Ferguson D. J., Meyer R. A., 1991. Shear, torsional, and tensile bond strength of ceramic brackets using three adhesive filler concentrations. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 100, 251-258.
- Otzoprak M. O., Isik F., Sayinsu K., Arun T., Aydemir B., 2007. Effect of blood and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with adhesives. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 131, 238-242.
- Owens S. E. Jr, Miller B. H., 2000. A comparison of shear bond strengths of three visible light-cured orthodontic adhesives. *Angle Orthod.* 70, 352-356.
- Oztürk B., Malkoc S., Koyutürk A. E., Catalbas B., Ozer F., 2008. Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *Eur. J. Orthod.* 30, 407-412.
- Paschos E., Kleinschrodt T., Clementino-Luedemann T., Huth K. C., Hickel R., Kunzelmann K. H., Rudzki-Janson I., 2009. Effect of different bonding agents on prevention of enamel demineralization around orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 135, 603-612.
- Pascotto R. C., Navarro M. F., Capelozza Fiho L., Cury J. A., 2004. In vivo effect of a resin-modified glass ionomer cement on enamel demineralization around orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 125, 36-41.
- Pickett K. L., Sadowsky P. L., Jacobson A., Lacefield W., 2001. Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *Angle Orthod.* 71, 141-148.

- Pithon M. M., De Oliveira M. V., Ruellas A. C., Bolognese A. M., Romano F. L., 2007. Shear bond strength of orthodontic brackets to enamel under different surface treatment conditions. *J. Appl. Oral. Sci.* 15, 127-130.
- Pithon M. M., De Oliveira Ruellas A. C., Santanna E. F., De Oliveira M. V., Alves Bernardes L. A., 2009. Shear bond strength of brackets bonded to enamel with a self-etching primer. Effects of increasing storage time after activation. *Angle Orthod.* 79, 133-137.
- Pithon M. M., Dos Santos R. L., De Oliveira M. V., Ruellas A. C., Romano F. L., 2006. Metallic brackets bonded with resin-reinforced glass ionomer cements under different enamel conditions. *Angle Orthod.* 76, 700-704.
- Pizzoni L., Ravnholt G, Melson B., 1998. Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur. J. Orthod.* 20, 283-329.
- Polat O., Karaman A. L., Buyukilmaz T., 2004. In vitro evaluation of shear bond strengths and in vivo analysis of bond survival of indirect bonding resins. *Angle Orthod.* 74, 264-268.
- Polzar G., 2012. Lingualtechnik - Infos zum Thema Lingualtechnik. <http://www.kieferorthopaede-frankfurt.com/Lingualtechnik/lingualtechnik.html> (13.12.2012).
- Prietsch J. R., Spohr A. M., Lima Da Silva I. N., Pinheiro Beck J. C., Silva Oshima H. M., 2007. Development of a device to measure bracket debonding force in vivo. *Eur. J. Orthod.* 29, 564-570.
- Proffit W.R., 1993. *Contemporary Orthodontics*. 2<sup>nd</sup> ed, Mosby, St. Louis.
- Putt M. S., Kleber C. J., Muhler J. C., 1980. A comparison of the polishing properties of human and bovine enamel. *J. Dent. Res.* 59, 1177.
- Radlanski R. J., 1990. A technic for cementing orthodontic bands; SEM research on the enamel and filling damages and a protective wax technic to avoid them. *Fortschr. Kieferorthop.* 51, 277-283.
- Raiman J., 2006. *High-End Kieferorthopädie in Hannover*. All Dente Verlag, Hannover.

- Rajagopall R., Padmanabhan S., Gnanamani J., 2004. A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. *Angle Orthod.* 74, 264-268.
- Rasch B., Friese M., Hofmann W., Naumann E., 2006. *Quantitative Methoden/2.* 2.Aufl., Springer-Verlag, Heidelberg.
- Reeves G. W., Fitchie J. G., Hembree J. H. Jr, Puckett A. D., 1995. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper. Dent.* 20, 230-305.
- Reicheneder C. A., Gedrange T., Lange A., Baumert U., Proff P., 2009. Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: an in-vitro study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 135, 422.
- Reinboth C., 2006. *Multivariate Analyseverfahren in der Marktforschung.* LuLu-Verlagsgruppe, Morrisville .
- Reis A. F., Giannini M., Kavaguchi A., Soares C. J., Line S. R., 2004. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine and porcine teeth. *J. Adhes. Dent.* 6, 117-121.
- Retamoso L. B., Onofre N. M., Hann L., Marchioro E. M., 2010. Effect of light-curing units in shear bond strength of metallic brackets: an in vitro study. *J. Appl. Oral. Sci.* 18, 68-74.
- Retamoso L. B., Onofre N. M., Hann L., Marchioro E.M., 2010. Effect of light-curing units in shear bond strength of metallic brackets: an in vitro study. *J. Appl. Oral. Sci.* 18, 68-74.
- Retief D. H., Wendt S. L., Bradley E. L., Denys F.R., 1989. The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *Am. J. Dent.* 2, 269-273.
- Retief D. H., 1973. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J. Dent. Res.* 52, 333-341.
- Reynolds I. R., von Fraunhofer J. A., 1976. Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: the relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. *Br. J. Orthod.* 3, 91-95.

- Reynolds I. R., 1975. A review of direct orthodontic bonding. *Br. J. Orthod.* 2, 171-178.
- Rinchuse D. J., Miles P.G., 2007. Self-ligating brackets: Present and future. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 132, 216-222.
- Rix D., Foley T. F., Banting D., Mamandras A., 2001. A comparison of fluoride release by resin-modified GIC and polyacid-modified composite resin. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 120, 398-405.
- Roberts M. W., Moffa J. P., Jenkins W. A., 1978. Clinical evaluation of three acid-etch composite resin systems: two-year report. *J. Am. Dent. Assoc.* 97, 829-832.
- Rolsdorff C., 1995. Klinische Aspekte bei der Anwendung von Titanbrackets. *Med. Dent. Diss., Univ. Freiburg.*
- Romano R., 1998. *Lingual Orthodontics.* B. C. Decker, London.
- Rosarius N., Friedrich D., Fuhrmann R., Rau G., Diedrich P., 1996. Konzept und Entwicklung eines Messsystems zur in-vivo-Erfassung orthodontisch wirkender Kräfte und Momente bei der Multibandtechnik. *Fortschr. Kieferorthop.* 57, 298-305.
- Roulet J.-F., 1988. Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkungen auf die Klinik. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 43, 887-892.
- Rüggeberg F.A., 1991. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dent. Mater.* 7, 2-10.
- Rummel V., Wiechmann D., Sachdeva R., 1999. Precision finishing in lingual orthodontics. *J. Clin. Orthod.* 23, 101-113.
- Russel J. S., 2005. Current products and practice aesthetic orthodontic brackets. *J. Orthod.* 32, 146-163.
- Sabatowski M. A., Maruo I. T., Camargo E. S., Filho O. G., Tanaka O. M., Maruo H., 2010. Influence of natural bovine enamel roughness on bond strength after etching. *Angle Orthod.* 80, 562-569.
- Sakae T., Hirai G., 1982. Calcification and crystallization in bovine enamel. *J. Dent. Res.* 61, 57.

- Sanches R. P., Otani C., Damiao A. J., Miyakawa W., 2003. AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron*. 40, 502-506.
- Santos B. M., Pithon M. M., Ruellas A. C., Santanna E. F., 2010. Shear bond strength of brackets bonded with hydrophilic and hydrophobic bond systems under contamination. *Angle Orthod*. 80, 963-967.
- Scharnbacher K., 2004. *Statistik im Betrieb*. 14. Auflage, Gabler-Verlag, Wiesbaden.
- Schießl C., 2008. *Thermische Analyse - Möglichkeiten zur Untersuchung von dentalen Kunststoffen*. Med. Dent. Diss., Univ. Regensburg.
- Schilke R., Lisson J. A., Bauss O., Geurtseb W., 2000. Comparison of the number and diameter of dentinal tubuls in human and bovine dentin by scanning electron microscopic investigation. *Arch. Oral. Biol*. 45, 355-361.
- Schmalz, G., 2010. *Vorlesungsskript Phantomkurs*. Univ. Regensburg.
- Schneider P. M., Messer L. B., Douglas W. H., 1981. The effect of enamel surface reduction in vitro on the bonding of composite resin to permanent human enamel. *J. Dent. Res*. 60, 895-900.
- Schröder H. E., 1982. *Orale Strukturbiologie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- Schröder H. E., 1997. *Pathobiologie oraler Strukturen*. Karger Verlag, Basel.
- Schumacher H. A., Bourauel C., Drescher D., 1990. Der Einfluss der Ligatur auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr. Kieferorthop*. 51, 106-116.
- Schwindling F.-P., 1991. *Theorie und Praxis der Segmentbogentechnik nach Burstone*. Heinz-Druck, Meizing/ Losheim.
- Scott P., Dibiasse A. T., Sherriff M., Cobourne M. T., 2008. Alignment efficiency of Damon3 self-ligating and conventional orthodontic bracket systems: a randomized clinical trial. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop*. 134, 470.
- Scougall-Vilchis R. J., Ohashi S., Yamamoto K., 2009a. Effects of 6 self-etching primers on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop*. 135, 424-425.

- Scougall-Vilchis R. J., Yamamoto S., Kitai N., Yamamoto K., 2009b. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different self-etching adhesives. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 136, 425-430.
- Scougall-Vilchis R. J., Zárate-Díaz C., Kusakabe S., Yamamoto K., 2010. Bond strengths of different orthodontic adhesives after enamel conditioning with the same self-etching primer. *Aust. Orthod. J.* 26, 84-89.
- Scuzzo G., Takemoto K., 2003. *Invisible Orthodontics – current concepts and solutions in lingual orthodontics.* Quintessenz Verlag, Berlin.
- Sergl H.-G., 1990. *Festsitzende Apparaturen in der Kieferorthopädie unter besonderer Berücksichtigung der Edgewise-Technik.* Carl Hanser Verlag, München/ Wien.
- Sfondrini M. F., Cacciuafeffa V., Pistorio A., Sfondrini G., 2001. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glassionomer. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 119, 30-35.
- Sfondrini M. F., Xheka E., Scribante A., Gandini P., Sfondrini G., 2012. Reconditioning of self-ligating brackets. *Angle Orthod.* 82, 158-164.
- Shannon I. L., 1981. Prevention of decalcification in orthodontic patients. *J. Clin. Orthod.* 15, 694-705.
- Sharma-Sayal S. K., Rossouw P. E., Kulkarni G. V., Titley K. C., 2003. The influence of orthodontic bracket base design on the shear bond strength. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 124, 74-82.
- Sheridan J. J., Brawley G., Hastings J., 1986b. Electrothermal debracketing Part II. An in vivo study. *Am. J. Orthod.* 89, 141-145.
- Sheridan J. J., Brawley G., Hastings J., 1986a. Electrothermal debracketing. Part I. An in vitro study. *Am. J. Orthod.* 89, 21-27.
- Shiau J.Y., Rasmussen S.T., Phelps A.E., Enlow D. H., Wolf G. R., 1993. Analysis of the “shear” bond strength of pretreated aged composites used in some indirect bonding techniques. *J. Dent. Res.* 72, 1291-1297.
- Shivapuja P. I. K., Berger J., 1994. A comparative study of conventional ligation and self-ligation bracket systems. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 106, 472-480.

- Silta Y. T., Dunn W. J., 2005. Effect of shorter polymerisation times when using the latest generation of light-emitting diodes. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 128, 744-748.
- Silverman E., Cohen M., Demke R. S., Silverman M., 1995. A new light-cured glassionomer cement that bonds brackets to teeth without etching in the presence of saliva. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 108, 231-236.
- Silversstone L. M., Saxton C. A., Dogon I. L., Fejerskov O., 1975. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries. Res.* 9, 373-387.
- Sinclair P. M., Cannito M. F., Goates L. J., Solomos L. F., Alexander C. M., 1986. Patient responses to lingual appliances. *J. Clin. Orthod.* 20, 396-404.
- Sinhoretti M. A. C., Consani S., Goes M. F., Sobrinho L. C., Knowles J. C., 2001. Influence of loading types on the shear strength of the dentin-resin interface bonding. *J. Mater. Sci.* 12, 39-44.
- Smith H. Z., Casco J. S., Leinfelder K. F., Utley J. D., 1976. Comparison of orthodontic bracket bond strength human versus bovine enamel. *J. Dent. Res.* 55, 153.
- Smith J. R., Gorman J. C., Kurz C., Dunn R. M., 1986. Keys to success in lingual therapy Part 1. *J. Clin. Orthod.* 89, 252-261.
- Smith N. R., Reynolds I. R., 1991. A comparison of three bracket bases: an in vitro study. *Br. J. Orthod.* 18, 29-35.
- Soderquist S. A., Drummond J. L., Evans C. A., 2006. Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 129, 175. e7-175.e12.
- Staudt C. B., Krejci I., Mavropoulos A., 2006. A bracket bond strength dependence on the light power density. *J. Dent.* 34, 498-502.
- Stolzenberg J., 1935. The Russell attachment and its improved advantages. *Int. J. Orthod. Dent. Children.* 9, 837-840.
- Sudjalim T. R., Woods M. G., Manton D. J., Reynolds E. C., 2007. Prevention of demineralization around orthodontic brackets in vitro. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 131, 705.

- Summers A., Kao E., Gilmore J., Gunel E., Ngan P., 2004. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 126, 200-206.
- Surmont P., Dermaut L., Martens L., Moors M., 1992. Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: an in vitro study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 101, 414-419.
- Swanson T., Dunn W. J., Childers D. E., Taloumis L. J., 2004. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerisation times. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 125, 337-341.
- Sydney-Zax M., Mayer I., Deutsch D., 1991. Carbonate content in developing human and bovine enamel. *J. Dent. Res.* 70, 913-916.
- Taylor N. G., Cook P. A., 1992. The reliability of positioning pre-adjusted brackets: an in vitro study. *Br. J. Orthod.* 19, 25-34.
- Tecco S., Tetè S., D'attilio M., Festa F., 2008. Enamel surface after debracketing of orthodontic brackets bonded with flowable orthodontic composite. A comparison with a traditional orthodontic composite resin. *Minerva. Stomatol.* 57, 81-94.
- Tecco S., Traini T., Caputi S., Festa F., De Luca V., D'attilio M., 2005. A new one-step dental flowable composite for orthodontic use: an in vitro bond strength study. *Angle Orthod.* 75, 672-677.
- Technisches Datenblatt . Schnellgießharz (Orthodontic Modelle) – Biresin G27LR-SG. Version 04/2013. SIKA Deutschland GmbH, Bad Urach.
- Thanos C. E., Munholland T., Caputo A. A., 1979. Adhesion of mesh-base direct-bonding brackets. *Am. J. Orthod.* 75, 421-430.
- Thomas R. L., Rijk W. G., Evans C. A., 1999. Tensile and shear stresses in the orthodontic attachment adhesive layer with 3D finite element analysis. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 116, 530-532.
- Thorstenson B. S., Kusy R. P., 2002. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 121, 472-482.

- Titley K. C., Childers S., Kulkarni G., 2006. An in vitro comparison of short and long term bond strengths of polyacid modified composite resins to primary human and bovine enamel and dentine. *Eur. Arch. Paediatr. Dent.* 7, 246-252.
- Trampisch H. J., Windeler J., 2000. *Medizinische Statistik*. 2. Aufl., Springer Verlag, Berlin.
- Turk T., Elekdag-Turk S., Isci D., Cakmak F., Ozkalayci N., 2007. Saliva contamination effect on shear bond strength of self-etching primer with different debond times. *Angle Orthod.* 77, 901-906.
- Türkkaharaman H., Adanir N., Gungor A. Y., Alkis H., 2010. In vitro evaluation of shear bond strengths of colour change adhesives. *Eur. J. Orthod.* 32, 571-514.
- Turnbull N. R., Birnie D. J., 2007. Treatment efficiency of conventional vs. self-ligating brackets: Effects of archwire size and material. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 131, 395-399.
- Urabe H., Rossouw P. E., Titley K. C., Yamin C., 1999. Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod.* 69, 267-275.
- Uysal T., Ustdal A., Kurt G., 2010. Evaluation of shear bond strength of metallic and ceramic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *Eur. J. Orthod.* 32, 214-218.
- Uysal T., Yagci A., Uysal B., Akdogan G., 2010a. Are nano-composites and nano-ionomers suitable for orthodontic bracket bonding? *Eur. J. Orthod.* 32, 78-82.
- Valente R. M., De Rijk W. G., Drummond J. L., Evans C. A., 2002. Etching conditions for resin-modified glass ionomer cement for orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 121, 516-520.
- Van Landuyt K. L., De Munck J., Snauwaert J., Coutinho J., Poitevin A., Yoshida Y., Inoue S., Peumans M., Suzuki K., Lambrechts P., Van Meerbeek B., 2005. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J. Dent. Res.* 84, 183-188.

- Van Landuyt K.L., Yoshida Y., Hirata I., Snauwae J., De Munck J., Okazaki M., Suzuki K., Lambrechts P., Van Meerbeek B., 2008. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J. Dent. Res.* 87, 757-761.
- Van Meerbeek B., Inokoshi S., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G., 1992. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J. Dent. Res.* 71, 1530-1540.
- Van Meerbeek B., Perdigao J., Lambrechts P., Vanherle G., 1998. The clinical performance of adhesives. *J. Dent.* 26, 1-20.
- Velo S., Carano A., 2002. Self-etching vs. traditional bonding systems in orthodontics: an in vitro study. *J. Orthod. Craniofac. Res.* 5, 166-169.
- Venhoven B. A., De Gee A. J., Werner A., Davidson C. L., 1996. Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. *Biomaterials* 17, 735-740.
- Versluis A., Tantbirojn D., Douglas W. H., 1997. Why do shear bond tests pull out dentin? *J. Dent. Res.* 76, 1298-1307.
- Vicente A., Bravo L. A., Romero M., Ortiz A. J., Canteras M., 2005. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primers. *Dent. Am. J.* 18, 256-260.
- Vicente A., Mena A., Ortiz A. J., Bravo L. A., 2009. Water and saliva contamination effect on shear bond strength of brackets bonded with a moisture-tolerant light cure system. *Angle. Orthod.* 79, 127-132.
- Vicente A., Toledano M., Bravo L. A., Romeo A., De La Higuera B., Osorio R., 2010. Effect of water contamination on the shear bond strength of five orthodontic adhesives. *Med. Oral. Patol. Oral. Cir. Bucal.* 15, e820-826.
- Viohl J., 1981. Kunststoff-Füllungswerkstoffe. In: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 4. Aufl., Hüthig Verlag, Heidelberg.
- Voudouris J. C., Kuftinec M. M., Bantleon H.-P. et al., 2003. Selbstligierende Twin-Brackets (Teil I) – Ist weniger mehr? *Inf. Orthod. Kieferorthop.* 35, 13-18.

- Voudouris J. C., 1997. Interactive edgewise mechanisms: Form and function comparison with conventional edgewise brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 111, 119-140.
- Wang W. N., Li C. H., Chou T. H., Wang D. D., Lin L. H., Lin C. T., 2004. Bond strength of various bracket base designs. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 125, 65-70.
- Wang W. N., Lu T. C., 1991. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 100, 72-79.
- Wang W. N., Tarng T. H., Chen Y. Y., 1993. Comparison of bond strength between lingual and buccal surfaces on young premolars. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 104, 251-253.
- Wang W. N., Yeh C. L., Fang B. D., Sun K. T., Arvystas M. G., 1994. Effect of H<sub>3</sub>PO<sub>4</sub> concentration on bond strength. *Angle Orthod.* 64, 377-382.
- Webster M. J., Nanda R. S., Ducanson M. G. Jr, Khajotia S. S., Sinha P. K., 2001. The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 119, 54-58.
- Weiland F., 2011. Vor- und Nachteile selbstligierender Brackets. [www.zwp.online.de](http://www.zwp.online.de) (17.07.14).
- Weinstock A., 1972. Matrix development in mineralizing tissues as shown by radioautography. Formation of enamel and dentin. In: von Bavetta L.A., Salvkin H.C. . *Developmental aspects of oral biology.*, Academic Press, New York.
- Weiß J., Pabst W., Granz S., 2011. *Tierproduktion.* Enke Verlag, Stuttgart.
- Wendl B., Droschl H., 2004. A comparative in vitro study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. *Eur. J. Orthod.* 26, 535-544.
- Wiechmann D., Rummel V., Thalheim A., Simon J. S., Wiechmann L., 2003. Customized brackets and archwires for lingual orthodontic treatment. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 124, 593-599.
- Willems G., Carels C. E., Verbeke G., 1997. In vitro peel-shear bond strength evaluation of orthodontic bracket base design. *J. Dent.* 25, 271-278.

- Williams J. K., Cook P. A., Isaacson K. G., Thom A. R., 2000. Festsitzende kieferorthopädische Apparaturen – Grundlagen und klinische Anwendung. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
- Wilson R. M., Donley K. J., 2001. Demineralization around orthodontic brackets bonded with resin-modified glass-ionomer cement and fluoride-releasing resin composite. *Pediatr. Dent.* 23, 255-259.
- Yamada R., Hayakawa T., Kasai K., 2002. Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 72, 558-564.
- Yamamoto A., Yoshida T., Tsubota K., Takamizawa T., Kurokawa H., Miyazaki M., 2006. Orthodontic bracket bonding: enamel bond strength vs. time. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 130, 435e1-435e6.
- Yassen G. H., Platt J. A., Hara A. T., 2011. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J. oral sci.* 3, 273-282.
- Yi G. K., Dunn W. J., Taloumis L. J., 2003. Shear bond strength comparison between direct and indirect bonded orthodontic brackets. *Am. J. Dentofac. Orthop.* 124: 577-581.
- Zachrisson B. U., Brobakken B. O., 1978. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am. J. Orthod.* 74, 62-78.
- Zachrisson B. U., Heimgård E., Ruyter E., Mjör I. A., 1979. Problems with sealants for bracket bonding. *Am. J. Orthod.* 75, 641-649.
- Zachrisson B. U., Zachrisson S., 1971. Caries incidence and oral hygiene during orthodontic treatment. *Scand. J. Dent. Res.* 79: 394-401.
- Ziskind D., Gleitman J., Rotstein I., Friedman M., 2003. Evaluation of cetylpyridinium chloride for infection control in storage solution. *J. Oral. Rehabil.* 30, 477-481.

## Anhang

### Tabellenverzeichnis

Tab. 1. Klassifizierung der vier Typen der Adhäsivsysteme nach van Meerbeek (nach A. Moritz et al., 2009). .....	13
Tab. 2. Übersicht über mechanische und chemische Verbundverfahren (nach B. Ludwig und B. Glasl, 2010). .....	22
Tab. 3. Einteilung bezüglich der verschiedenen Patientenfälle (nach G. Scuzzo und K. Takemoto, 2003). .....	30
Tab. 4 Standardfall der Bracketslot-Schneidekanten-Beziehung im Ober- und Unterkiefer (nach W. Harzer, 2011). .....	34
Tab. 5. Umrechnungstabelle inch/ mm (nach W. Harzer, 2011). .....	39
Tab. 6. Vorteile von SL-Brackets (nach J. K. Williams et al., 2000). .....	43
Tab. 7. Metall-, Kunststoff- und Keramikbrackets im Vergleich (nach W. Harzer, 2011; www.test.de). .....	48
Tab. 8. Chemische, physikalische und mechanische Eigenschaften sowie die Fluoridkonzentrationen von menschlichem und bovinem Schmelz (nach E. C. Combe, 1984; J.-F. Roulet, 1988; M. Esser et al., 1998).....	59
Tab. 9. Zusammensetzung des Biresin G27-Harzes (Technisches Datenblatt, G27LR-SG). .....	61
Tab. 10. Physikalische Eigenschaften des Zwei-Komponenten-Materials Biresin G27 (Technisches Datenblatt, G27LR-SG). .....	62
Tab. 11. Übersicht über die in dieser Studie verwendeten Adhäsivsysteme. ....	62
Tab. 12. Einige Details zum In-Ovation <sup>®</sup> L-Bracket. ....	73
Tab. 13. Vor- und Nachteile der In-Ovation <sup>®</sup> L-Brackets (www.zwp-online.info/de). ....	75
Tab. 14. Die in dieser Studie zur Anwendung gekommenen Geräte.....	76
Tab. 15. Adhäsivsysteme dieser Studie und deren Anwendung, den Angaben des jeweiligen Herstellers entsprechend. ....	81
Tab. 16. Einstellungen an der Universalprüfmaschine. ....	90
Tab. 17. Definition der ARI-Grade nach S. E. Bishara et al. (1997a). .....	91
Tab. 18. Ergebnisse der Haftkraftuntersuchung: Restadhäsivverbleib, SBS und Druckkraft unter Verwendung verschiedener Adhäsivsysteme.....	95
Tab. 19. Tabellarische Darstellung der Mittelwerte bzgl. Druck- und Haftkraft sowie die Standardabweichungen in den einzelnen Gruppen. ....	99

Tab. 20. Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte zwischen Minimal- und Maximalwert der verschiedenen Adhäsivsysteme. ....	102
Tab. 21. Darstellung der Differenz zwischen Mittelwert und Median. ....	103
Tab. 22. Häufigkeitsverteilung der einzelnen ARI-Werte in den jeweiligen Gruppen, durchschnittlicher ARI und durchschnittlicher Verbleib von Restadhäsiv auf der Schmelzoberfläche nach dem Abschervorgang (N = Anzahl der Prüfkörper in der jeweiligen Gruppe) . ....	104
Tab. 23. Verteilung der Menge an Restadhäsiv auf der Schmelzoberfläche zwischen Minimal- und Maximalwert sowie Darstellung der Differenz zwischen Mittelwert und Median. ....	105
Tab. 24. Kreuztabelle der ARI-Gruppen. ....	107
Tab. 25. Verteilung der ARI-Scores in den verschiedenen Gruppen. ....	108
Tab. 26. Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests. ....	110
Tab. 27. Ergebnisse des Levene-Tests. ....	111
Tab. 28. Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse. ....	113
Tab. 29. Ergebnisse des Tukey-Tests. ....	114
Tab. 30. Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Tests. ....	116
Tab. 31. Ergebnisse des Levene-Tests. ....	117
Tab. 32. Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse. ....	117
Tab. 33. Durchschnittlicher Restadhäsivverbleib auf der Schmelzoberfläche nach dem Abschervorgang in den jeweiligen Gruppen. ....	118
Tab. 34. Ergebnisse des Tukey-Tests. ....	119
Tab. 35. Zusammenhang zwischen der Haftkraft und dem Restadhäsivverbleib auf der Schmelzoberfläche ausgedrückt durch den Rangkorrelationskoeffizienten Kendalls Tau. ....	121

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1. Ätzmuster.....	6
Abb. 2. „Zentraler Ätztyp“ .....	6
Abb. 3. Bildhafte Darstellung der unterschiedlichen Ätztypen: (A) Ätztyp I, (B) Ätztyp II und (C) Ätztyp III (aus E. Hellwig et al., 2009). .....	7
Abb. 4. Kompositreste, aber auch Areale mit Schmelzausrissen nach dem „Debracking“ eines Metallbrackets (aus J. C. Filho et al., 2013).....	8
Abb. 5. Adhäsiv .....	10
Abb. 6. Betrachtung unter dem REM. Verbleibende Kompositreste auf der Schmelzoberfläche nach dem Entfernen der Brackets, (A) nach Anwendung von Phosphorsäure im Rahmen der konventionellen Ätztechnik; (B) nach Vorbehandlung mit Transbond Plus Self Etching Primer (aus R. J. Scougall-Vilchis et al., 2009b).....	12
Abb. 7. Bildliche Darstellung der Hauptbestandteile eines Kompositkunststoffes: Organische Matrix, anorganische Phase und Verbundphase (aus G. Schmalz, 2009). .....	14
Abb. 8. Strukturformel von Bis-GMA.....	15
Abb. 9. Strukturformel TEGDMA.....	16
Abb. 10. Das Silanisierungsmittel 3-Methacryloxypropyl-Trimethoxysilan. ....	16
Abb. 11. Zwei unterschiedliche Techniken im Vergleich. (A) Die Band- und die (B) Adhäsivtechnik (aus H.-G. Sergl, 1990 )......	18
Abb. 12. Beispielhafte Darstellung zur Veranschaulichung der Schmelzoberfläche nach dem Ätzvorgang mit Phosphorsäure (nach M. Kujawski, 2007/2008).....	20
Abb. 13. Polymerisation. Ein Initiator wird durch chemische Aktivierung bzw. Bestrahlungsenergie in ein Radikal umgewandelt. Dieses Radikal führt zu Vernetzungsreaktion der Monomer-moleküle. ....	23
Abb. 14. Setzpinzette. ....	25
Abb. 15. Die Lingualtechnik (A) – eine Zahnspange, die innen befestigt wird (B) und von außen nicht sichtbar ist (C). ....	26
Abb. 16. Generation #1.....	27
Abb. 17. Die direkte Methode. ....	35
Abb. 18. Beispielhafte Darstellung für Metall- und Keramikbrackets. ....	37
Abb. 19. Lingualbrackets.....	37
Abb. 20. Verschiedene Bracketbasisdesigns (aus G. Scuzzo und K. Takemoto, 2003). ....	38
Abb. 21 (A) Das konventionelle und (B) selbstligierende Bracket im Vergleich. ....	42
Abb. 22. Entfernung der Brackets (A) (R. Romano, 1998) mittels einer speziellen Abnahmezange (B). ....	54

Abb. 23. Kompositreste nach der Bracketentfernung im Maschenwerk eines Metallbrackets (aus P. Diedrich, 2000).	55
Abb. 24. REM. Menschlicher Schmelz (A) erscheint unter dem Mikroskop nicht so rau wie derjenige eines Rindes (B) (aus R. J. Radlanski, 1990).	58
Abb. 25. Die Herstellung von Chloramin T aus p-Toluolsulfonamid und Natriumhypochlorid.	60
Abb. 26. Schematische Darstellung der Haftwerte von Transbond MIP (gelb) im Vergleich zu einem herkömmlichen Primer (grün) (Infobroschüre 3M Unitec).	65
Abb. 27. Schmelzoberfläche unter dem Rasterelektronenmikroskop, (A) nach schonender Vorbehandlung mit GC Ortho Gel Conditioner und (B) nach Anwendung der konventionellen Ätztechnik (Infobroschüre, GC Europe N. V., Leuven).	70
Abb. 28. Die Menge der Fluoridfreisetzung von Fuji Ortho LC in Abhängigkeit von der Zeit im Vergleich zu zwei anderen Adhäsivsystemen (Infobroschüre, GC Europe N. V., Leuven).	71
Abb. 29. Das In Ovation <sup>®</sup> L-Bracket der Firma Dentsply GAC).	73
Abb. 30. Klebebasis des InOvation-Brackets.	73
Abb. 31. Die Phasen der kieferorthopädischen Zahnbewegung unter Betrachtung des Bogens und des Slots ( <a href="http://www.gac-ortho.de/das-in-ovation-bracketsystem.html">http://www.gac-ortho.de/das-in-ovation-bracketsystem.html</a> ).	75
Abb. 32. Eingebettete Rinderzähne.	78
Abb. 33. (A) Mira-Clin P Polierpaste; (B, C, D) Mira-Clin wurde mittels Gummikelch und grünem Winkelstück zur Reinigung der Schmelzoberfläche verwendet. (E) Sie wurde anschließend mit Wasser abgespült.	80
Abb. 34. Der Ätzvorgang.	85
Abb. 35. Die Anwendung von Transbond XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer.	86
Abb. 36. Die Anwendung von Transbond XT und die Bracketfixierung.	86
Abb. 37. Die wichtigsten Bestandteile der Prüfmaschine 5965 der Firma Instron (Instron Structural Testina GmbH, Darmstadt, Deutschland).	88
Abb. 38. Boxplots.	93
Abb. 39. Graphische Darstellung der Messwerte am Beispiel von fünf Prüfkörpern (erkennbar an fünf verschiedenen Farben) aus der Gruppe K (Transbond XT SEP). Die auf die Basisfläche des In-Ovation <sup>®</sup> L-Brackets (21,14 mm <sup>2</sup> ) einwirkende Kraft (y-Achse) wurde gegen die Dehnung, die der Adhäsivverbund bis zum Bruch vollzogen hat, aufgetragen. Die maximale Abscherkraft ist in dem Moment erreicht, in dem der Anstieg der Kraftänderungskurve schlagartig um mindestens	

30 % abfällt (in diesem Diagramm ersichtlich durch die Markierung mit dem Symbol „▲“).	99
Abb. 40. Balkendiagramme zur Gegenüberstellung der Mittelwerte der Scherfestigkeitsbestimmung (y-Achse) der neun geprüften Adhäsivsysteme (x-Achse) innerhalb des Bracket-Adhäsiv-Verbundes.	101
Abb. 41. Graphische Darstellung der Scherhaftfestigkeit (y-Achse) der unterschiedlichen Adhäsivsysteme (x-Achse) in Form von Boxplot-Diagrammen. Aufgeführt wird jeweils der Median, das 25 %- und das 75 %-Perzentil sowie der Minimal- und Maximalwert.	102
Abb. 42. Vergleichendes Schema: Durchschnittlicher Restadhäsivverbleib auf der Schmelzoberfläche in % (ARI) (y-Achse) in den jeweiligen Gruppen (x-Achse).	104
Abb. 43. Graphische Darstellung des Restadhäsivverbleibs auf der Schmelzoberfläche nach dem Abschervorgang (y-Achse) bei Anwendung unterschiedlicher Adhäsivsysteme (x-Achse) in Form von Boxplots-Diagrammen. Aufgeführt wird jeweils der Median, das 25 %- und das 75 %-Perzentil sowie der Minimal- und Maximalwert.	106
Abb. 44. Graphische Darstellung der Verteilung der ARI-Scores in den verschiedenen Gruppen.	109
Abb. 45. Graphische Darstellung der Haftkraftmessung eines mit konventionellem Transbond XT Primer und Transbond XT Adhäsiv befestigten Prüfkörpers, bei dessen Abschervorgang das Gerät nicht automatisch zum Stillstand kam (Probennummer 3).	160
Abb. 46. Graphische Darstellung zur Veranschaulichung des Einflusses von anatomischen Verhältnissen auf die Abscherprüfung (Probennummer 3).	161
Abb. 47. Graphische Darstellung des Abschervorgangs eines Prüfkörpers, dessen Haftverbund nach und nach versagte. Dies wird anhand eines „Sägezahnmodells“ veranschaulicht (Probennummer 2).	162
Abb. 48. Graphische Darstellung des Abschervorgangs eines Prüfkörpers, bei dem anfänglich ein Vorkontakt zwischen Abscherklinge und Metallbracket bestand (Probennummer 1).	163
Abb. 49. Graphische Darstellung eines nicht abrupten Versagens des Haftverbundes zwischen Zahn und Bracket.	163

## Abkürzungsverzeichnis

$\alpha$	Alpha, Signifikanzniveau, Irrtumswahrscheinlichkeit, Fehler 1. Art
Abb.	Abbildung
ANOVA	analysis of variance
ARI	Adhesive Remnant Index
$\beta$	Beta
Bis – EMA	ethoxyliertes Bisphenol-A
Bis – GMA	Bisphenol – A – Glycididylmethacrylat
bzw.	beziehungsweise
C	Kohlenstoff
°C	Temperatur in Grad Celsius
ca.	circa
Ca	Kalzium
$(\text{Ca}_{10-x}\text{PO}_{6-x})_x \text{X}_2 \text{X H}_2\text{O}$	Hydroxylapatit
C – Faktor	configuration factor
Cl	Chlorid
cm	Zentimeter
CO <sub>2</sub>	Kohlendioxid
df	degree of freedom
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
d.h.	das heißt
E – Modul	Elastizitätsmodul
engl.	englisch
etc.	et cetera
F	Fluorid
F	Kraft
f(x)	Wahrscheinlichkeitsdichte
Gew%	Gewichtsprozent
ggf.	gegebenenfalls
GIZ	Glasionomermzement
g	Gramm

$\text{g/cm}^3$	Dichte
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
h	Stunde
H	Wasserstoff
$H_0$	Nullhypothese
$H_1$	Alternativhypothese
HEMA	Hydroxyethyl – Methacrylat
$\text{H}_2\text{O}$	Wasser
$\text{H}_2\text{O}_2$	Wasserstoffperoxid
HV	Vickershärte
Hz	Hertz
In-Ovation <sup>®</sup> L	linguales Metallbracket In-Ovation <sup>®</sup> L
ISO	International Organisation for Standardization
$\text{J/ g x k}$	Wärmekapazität
K	Kalium
$1/\text{K}$	pro Kelvin (thermischer Ausdehnungskoeffizient)
Kendalls $\tau$	Kendalls Tau (Rangkoeffizient)
kg	Kilogramm
KHN	Knoop – hardness - number
km/h	Kilometer pro Stunde
KS – Test	Kolmogorov – Smirnov – Test
LC	light-curing
LED	Light Emitting Diode
LV	low viscosity
$\mu$	Müh, Mikro, Erwartungswert
$\text{m}^3/\text{h}$	Kubikmeter pro Stunde
m/s	Meter pro Sekunde
$\text{mm}^2$	Quadratmillimeter
mm/mm	Druckdehnung
mm/min	Millimeter pro Minute (Vorschubgeschwindigkeit)
$\text{mW/cm}^3$	Milliwatt pro Kubikzentimeter
Min.	Minimum
Max.	Maximum

min	Minute
min <sup>-1</sup>	pro Minute
MIP	Moisture Insensitive Primer
MPa	Mega – Pascal
MS 1	mittlere Streuung zwischen den Gruppen
MS 2	mittlere Streuung innerhalb der Gruppe
µm	Mikrometer
n	Anzahl, Stichprobenumfang
N	Newton
N/mm <sup>2</sup>	Newton pro Quadratmillimeter
Na	Natrium
NaCl	Natriumchlorid
nm	Nanometer
O <sub>2</sub>	Sauerstoff
p	Signifikanz
P	Phosphor
pH – Wert	Pondus Hydrogenii – Wert
PMMA	Polymethylmethacrylat
ppm	Fluoridkonzentration
p – Wert	Signifikanzwert (von engl. <i>probability</i> )
R	Rest
REM	Rasterelektronenmikroskop
σ	Sigma, Streuung
σ <sup>2</sup>	Varianz
s	Sekunde
S	Summe bzw. Differenz aus konkordanten und Diskkordanten Zahlenpaaren
S <sub>max</sub>	Gesamtsumme der Zahlenpaare
SBS	Shear Bond Strenght
SEP	self-etching Primer
Si	Silan
Sig.	Signifikanz
SL – Bracket	selbstligierendes Bracket

SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
Tab.	Tabelle
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
Tukey – HSD – Test	Tukey – Honestly Significant Differences – Test
u.a.	unter anderem
U/min	Umdrehungen pro Minute
UDMA	Urethandimethacrylat
UV	Ultraviolett
v.a.	vor allem
Var.	Varianz
vgl.	vergleiche
W	Watt
X	Zufallsvariable
XT	extended technology
z.B.	zum Beispiel
%	Prozent
◦	Ausreißer
*	Extremwerte, Kennzeichnung von Gruppen mit signifikanten Unterschieden
> bzw. <	größer bzw. kleiner
®	registered trade mark
▲	Peak
∅	Durchschnitt

## **Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema „Das Abscherverhalten von In-Ovation<sup>®</sup>L-Brackets unter Verwendung verschiedener Adhäsivsysteme und Komposite“ selbstständig, ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel verfasst habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät vorgelegt worden.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

## **Danksagung**

An erster Stelle möchte ich mich ganz besonders bei Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. P. Proff, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie, für die Vergabe der Doktorandenstelle und die fundierte kieferorthopädische Ausbildung während meiner Studienzeit bedanken.

Nicht minder großer Dank gilt Herrn PD Dr. med. dent. A. Faltermeier für die Überlassung des Themas, die intensive Betreuung und Hilfsbereitschaft in allen Phasen der Entstehung dieser Arbeit.

Ein herzliches Dankeschön geht auch an Herrn Prof. Dr. J. med. Fanghänel für die hilfreichen Korrekturen und wertvollen Verbesserungsvorschläge.

Für die freundliche Unterstützung bei der statischen Auswertung der Ergebnisse danke ich Herrn Dr. rer. nat. A. Bartsch.

Ebenso ist es mir ein großes Anliegen, mich bei den Mitarbeitern der Poliklinik für Kieferorthopädie, für das angenehme Arbeitsklima und das freundliche Entgegenkommen während der Durchführung der praktischen Arbeit zu bedanken.

Zudem sei allen meinen Freunden ein Dankeschön ausgesprochen, die durch ihre tatkräftige Unterstützung zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei meinen Eltern, die mir ein sorgenfreies Studium ermöglicht haben und mich in jeder Lebenslage bedingungslos unterstützen und motivieren.