

Aus der Klinik für Kieferorthopädie  
(Direktor: Prof. Dr. H. Fischer-Brandies)  
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel  
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**UNTERSUCHUNGEN DER SCHER-ABSCHÄL-FESTIGKEIT VON KIEFERORTHOPÄDISCHEN  
BRACKETS NACH KARIESINFILTRATION  
-IN VITRO STUDIE AN BOVINEN SCHMELZFLÄCHEN-**

Inauguraldissertation  
zur  
Erlangung der Würde eines Doktors der Zahnheilkunde  
der Medizinischen Fakultät  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von

**LAURA MEWS**

aus Lübz

**Kiel 2013**

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Helge Fischer-Brandies

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. Jörg Wiltfang

Tag der mündlichen Prüfung: 1.8.2014

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 1.8.2014

gez.: Prof. Dr. Birte Größner-Schreiber

(Vorsitzende der Prüfungskommission)

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Humaner Zahnschmelz	2
1.2	Boviner Zahnschmelz	4
1.3	Kariesätiologie	6
1.4	Histologie der Schmelzkaries	8
1.5	Therapiemöglichkeiten der Schmelzkaries	9
1.6	Kariesinfiltration	10
1.6.1	Anfänge der Kariesinfiltration	11
1.6.2	Aktuelles Konzept der Kariesinfiltration	12
1.6.3	Klinische Wirksamkeit der Kariesinfiltration	14
1.7	Fragestellung	18
<b>2</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>19</b>
2.1	Verwendete Materialien	19
2.1.1	Zähne	19
2.1.2	Brackets	19
2.1.3	Polymerisationslampe	20
2.1.4	Ätzel	20
2.1.5	Haftvermittler	21
2.1.6	Kariesinfiltrant	22
2.2	Methode	23
2.2.1	Vorbereitung der Versuchszähne	23
2.2.2	Demineralisation	24
2.2.3	Klebprozess	26
2.2.4	Vorbehandlung der Prüfkörper	26
2.2.5	Einbetten der Prüfkörper	30
2.2.6	Messung der Scher-Abschäl-Festigkeit	32
2.2.7	Oberflächenbeurteilung	34
2.2.8	Statistische Analyse	35
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>36</b>
3.1	Ergebnisse der Scher-Abschäl-Festigkeit	37
3.1.1	Ergebnis Hypothese 1	40
3.1.2	Ergebnis Hypothese 2	41

3.1.3	<b>Ergebnis Hypothese 3</b> .....	41
3.1.4	<b>Ergebnis Hypothese 4</b> .....	42
3.2	<b>Ergebnisse ARI</b> .....	42
3.2.1	<b>Ergebnis Hypothese 5a</b> .....	45
3.3	<b>Ergebnisse ARI mod</b> .....	46
3.3.1	<b>Ergebnis Hypothese 5b</b> .....	48
3.3.2	<b>Rasterelektronenmikroskopische Darstellung der Schmelzoberflächen</b> .....	49
4	<b>Diskussion</b> .....	52
4.1	<b>Diskussion Material und Methode</b> .....	52
4.1.1	<b>Auswahl und Lagerung der Zähne</b> .....	52
4.1.2	<b>Erzeugung künstlicher Läsionen und Infiltration</b> .....	55
4.1.3	<b>Thermocycling</b> .....	57
4.1.4	<b>Beklebung der Zähne</b> .....	58
4.1.5	<b>Herstellung der Prüfkörper und Versuchsdurchführung</b> .....	60
4.2	<b>Diskussion der Ergebnisse</b> .....	62
4.2.1	<b>Kontrollgruppe: Adhäsivsystem Transbond™ XT nach vorheriger Säureätzung</b> .....	64
4.2.2	<b>Versuchsgruppe 2: Transbond™ XT Adhäsiv nach vorheriger Säureätzung</b> .....	65
4.2.3	<b>Versuchsgruppe 3: Adhäsivsystem Transbond™ XT nach vorheriger Säureätzung an demineralisierten Schmelzflächen</b> .....	67
4.2.4	<b>Versuchsgruppen 4, 5 und 6: Icon® Behandlung demineralisierter Schmelzflächen mit und ohne Anwendung von Transbond™ XT Primer und Thermocycling</b> .....	69
4.2.5	<b>Gruppe 7 und 8: Reduktion der Infiltrationsfläche um 50 %</b> .....	72
5	<b>Schlussfolgerung</b> .....	74
6	<b>Zusammenfassung</b> .....	75
7	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	77
8	<b>Anhang</b> .....	89
8.1	<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	89
8.2	<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	91
8.3	<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	92
8.4	<b>Materialliste</b> .....	93
9	<b>Veröffentlichungen</b> .....	95
10	<b>Danksagung</b> .....	96
11	<b>Lebenslauf</b> .....	97

# 1 Einleitung

Festsitzende kieferorthopädische Apparaturen ermöglichen umfangreiche Zahnbewegungen und werden regelmäßig in der Behandlung komplexer Dysgnathieformen eingesetzt. Trotz stetig steigender Aufklärung durch die Medien und während der Prophylaxeinstruktionen sowie der Anwendung spezieller Fluoridpräparate treten während der Brackettherapie vielfach Schmelzentkalkungen auf. Diese können nach Bracketentfernung ästhetisch beeinträchtigende kreidig weiße Flächen hinterlassen. Die verwendeten Bänder und Brackets stellen eine erheblich vergrößerte Retentionsfläche für Plaque dar und so konnten, aufgrund der eingeschränkten Mundhygiene, bereits nach 4-wöchiger Tragezeit von festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen messbare Demineralisationen der Schmelzoberfläche beobachtet werden [92, 96]. In einigen Fällen ist eine Unterbrechung oder ein Abbruch der kieferorthopädischen Behandlung nötig und es gilt die geschädigten Schmelzflächen zu stabilisieren. Dabei werden minimalinvasive Behandlungen bevorzugt. Einen neuen Therapieansatz stellt die Kariesinfiltration dar. Hierbei penetriert der niedrig visköse Infiltrant in die poröse Schmelzstruktur, verschließt die Läsionsporen und stellt somit eine Diffusionsbarriere für kariogene Säuren und niedermolekulare Kohlenhydrate dar [74, 109]. Ein positiver Nebeneffekt der Kariesinfiltration resultiert in der Maskierung von White-Spot-Läsionen [104].

Aufgrund der steigenden Nachfrage von kieferorthopädischen Behandlungen im Erwachsenenalter, möglichen kieferorthopädischen Zweitbehandlungen und dem Wunsch nach minimalinvasiven ästhetischen Therapien wird der praktizierende Kieferorthopäde mit vorbehandelten infiltrierten Schmelzflächen konfrontiert. Um mögliche Bracketverluste während der Therapiedauer zu vermeiden, ist eine initiale Testung des Haftverbundes kieferorthopädischer Brackets auf infiltrierten Schmelzflächen unter Laborbedingungen unerlässlich.

Das Ziel dieser experimentellen Arbeit war, die Auswirkungen eines Kariesinfiltranten (Icon®) auf die Verbundfestigkeit von kieferorthopädischen Brackets zu überprüfen. Weiterhin sollte die Notwendigkeit eines Schmelzhaftvermittlers auf gesunden, demineralisierten und infiltrierten Schmelzflächen dargestellt werden. Gleichzeitig wurden Restadhäsivlokalisierung und potentielle Schmelzdefekte aufgezeigt.

## 1.1 Humaner Zahnschmelz

Zahnschmelz ist das am stärksten mineralisierte, härteste und sprödeste Zellprodukt des menschlichen Körpers mit einer durchschnittlichen Härte von 250 KHN (Knoop Hardness Number) an der Schmelz-Dentin-Grenze und 390 KHN an der Schmelzoberfläche [45]. Zahnschmelz wird von Ameloblasten gebildet und ist daher ektodermaler Herkunft. Die Entstehung des humanen Zahnschmelzes gliedert sich in drei simultan ablaufende Prozesse: 1. Bildung einer Schmelzmatrix und der anfänglichen Mineralisation 2. Rückresorption der Matrix 3. sekundäre Mineralisation und Reifung des kristallinen Gefüges. Dabei vollzieht sich die Zahnschmelzbildung von koronal nach zervikal [136].

Das Gerüst des Zahnschmelzes bilden Schmelzprismen. Die Schmelzprismen haben einen Durchmesser von ungefähr 5  $\mu\text{m}$  bis 7  $\mu\text{m}$  [115, 136] und erstrecken sich wellenförmig von der Schmelz-Dentin-Grenze bis dicht an die Schmelzoberfläche. Um die einhundert Kristalle lagern sich zusammen und bilden Prismen, die von interprismatischer Substanz umgeben sind, in der die Kristalle ungeordnet vorliegen. Die Kristallite weisen einen hexagonalen Querschnitt auf und sind mit ihrer Längsachse parallel zum Prisma ausgerichtet. Am Rand der Prismen weichen sie etwa 30° von der Längsachse ab. Mit ihrer Größe übersteigen ausgereifte Kristallite die Dimension der Knochen-, Dentin- und Zementkristalle [136]. Die Anzahl der Prismenstäbe variiert von koronal nach inzisal. Im Durchschnitt laufen 20.000 bis 30.000 Prismen auf einen  $\text{mm}^2$  Schmelzoberfläche zu. Es lassen sich im Querschnitt drei Prismenformen unterscheiden. Zum einen den schlüsellochförmigen Typ, der keine interprismatischen Schmelzzonen vorweist und als typisch angesehen wird [115]. Daneben unterscheidet man Prismenverbände vom Zylindertyp und pferdehufartigen bzw. Hufeisentyp [45]. Die oberflächlichste Schmelzlage des frisch durchgebrochenen Zahnes zeigt sich prismenfrei [124, 136]. In dieser 20  $\mu\text{m}$  bis 80  $\mu\text{m}$  dicken Schicht liegen die dicht aneinander gelagerten Kristalle parallel zur Schmelzoberfläche [45]. Der prismenfreie Schmelz präsentiert sich säureresistenter, härter und dichter mineralisiert. Infolge der gleichmäßigen Kristallanordnung entsteht bei Ätzung des prismenfreien Zahnschmelzes eine gleichmäßige Auflösung mit geringer Porosität. In dieses unzureichende Ätzmuster kann nur eine geringe Verzahnung des Adhäsivs stattfinden. Dadurch entsteht ein wenig retentiver Schmelz-Komposit-Verbund [42].

Infolge unterschiedlich intensiver Abnutzung durch Abrasion und Attrition finden sich die prismenfreien Schmelzzonen nach dem Durchbruch häufig nur noch zervikal und interdental [136].

Ausgereifter Zahnschmelz besteht zu 95 Gew. % aus anorganischer Substanz, zu 4 Gew. % Wasser und 1 Gew. % organischer Matrix. Der geringe Teil organische Matrix besteht aus Proteinen und geringen Anteilen von Kohlenhydraten und Lipiden. Sie findet sich vorwiegend in den tieferen Schichten in Form von Schmelzbüscheln [45]. Der Wassergehalt nimmt während der Schmelzreifung bis auf 4 Gew. % ab. Das Wasser ist zu 75 % an Apatitkristalle gebunden, es bilden sich Hydratationsschalen. Nur etwa 25 % des Wassers befinden sich frei in der organischen Substanz [21, 136]. Die Menge des ungebundenen Wassers schwankt mit dem Wassergehalt der Umgebung. Durch den entstehenden Flüssigkeitsstrom können unter anderem die Ionenzusammensetzung und der Wassergehalt des Schmelzes trotz Zellfreiheit aufrechterhalten oder in geringem Maße verändert werden. Dabei wirkt der Schmelz im Sinne eines Molekularsiebes und Ionenaustauschers [45].

Der kristalline Anteil des Zahnschmelzes besteht hauptsächlich aus Kalzium und Phosphor mit geringen Anteilen an Natrium, Magnesium, Chlor und Kalium. Daneben wurden bisher über 40 Spurenelemente nachgewiesen, wobei Fluor wohl die größte Rolle spielt. Die chemische Zusammensetzung der Schmelzkristalle unterliegt zahlreichen Einflüssen wie Alter, Ernährung und anderen Lebensfaktoren. Kalzium und Phosphor liegen als Apatitverbindung vor. Durch einen Mangel an Kalzium-, Phosphat- und Hydroxylionen können unter anderem Substitutionsreaktionen zum Einbau von z. B. Fluorid oder Karbonat in die Gitterstruktur führen. Fluoride können ebenfalls an freie Bindungsstellen des Kristallgitters binden, die aufgrund von Unregelmäßigkeiten während der Schmelzmineralisation auftreten. Dadurch ändern sich wichtige Eigenschaften des Zahnschmelzes wie die Löslichkeit und Stabilität der Kristalle. Fluorapatit und fluoridiertes Hydroxylapatit weisen eine stabilere Struktur des Kristallgitters auf, wohingegen karboniertes Apatit weniger säureresistent ist als Hydroxylapatit [45, 151]. Die höchste Fluoridkonzentration findet sich in der oberflächlichsten Schmelzschicht. Mit 300 ppm bis 1200 ppm ist der Fluoridgehalt in der 50 µm dicken oberflächlichen Schmelzschicht zirka 20-fach höher als im inneren Schmelzbereich [115]. Die Fluoridkonzentration wird von verschiedenen Faktoren wie z. B. der Nahrungsaufnahme, des

Alters, der Trinkwasserfluoridierung und Nutzung fluoridierter Mundhygieneartikel beeinflusst [45] und variiert zwischen den unterschiedlichen Zahntypen [152].

Neben den Strukturmerkmalen Retzius-Streifen, Hunter-Schreger-Streifen und Perikymatien treten im Zahnschmelz auch Strukturfehler auf. Zu diesen Strukturfehlern gehören unter anderem die Schmelzspindeln und Schmelzsprünge [136]. Temperaturschwankungen und mechanische Belastungen können posteruptive Schmelzsprünge verursachen [16, 66]. Rasche Druck- und Temperaturwechsel werden, neben Mineralisationsstörungen während der Schmelzreifung, ebenfalls als Ursache für präeruptive Sprünge angenommen [67, 136]. Präeruptive Schmelzsprünge können bis zu 1000 µm von zervikal nach koronal verlaufen, einige wenige durchziehen die ganze Schmelzfläche bis inzisal [115]. Zachrisson et al. (1980) untersuchten 3048 Zähne von 135 Jugendlichen auf Schmelzrisse [159]. Zweiundsechzig Patienten dieser Studie wurden nicht kieferorthopädisch vorbehandelt, 73 Patienten wurden nach abgeschlossener festsitzender kieferorthopädischer Behandlung untersucht. Es wurde dokumentiert, dass die mittleren Schneidezähne, die ersten Molaren und die Oberkiefer-eckzähne am häufigsten von Schmelzsprüngen betroffen waren. Die Frakturen verliefen dabei vorwiegend axial. An den unbehandelten Zähnen wurden in 59,7 % Schmelzrisse registriert. Die Zähne, die nach Entfernung der Brackets und Bänder untersucht worden sind, wiesen in rund 72 % Schmelzrisse auf. Die meisten dieser dokumentierten Schmelzsprünge werden in Routineuntersuchungen ohne Spezialbeleuchtung häufig übersehen [136, 159]. Schmelzrisse können asymptotische oder symptomatische Folgen haben, dies hängt hauptsächlich von der Tiefe und der Lokalisation des Risses ab [38]. Auch klinisch symptomlose Schmelzsprünge können Verfärbungen und Frakturen des Zahnes begünstigen und die Kariesentstehung beschleunigen [159].

## **1.2 Boviner Zahnschmelz**

Aufgrund der stetig wachsenden Nachfrage von Zahnmaterial zu in vitro Forschungszwecken, z. B. auf dem Gebiet der Verbundfestigkeiten zwischen Zahnschmelz und Komposit und der eingeschränkten Verfügbarkeit qualitativ hochwertiger humaner Zähne, wurde die Notwendigkeit eines Ersatzmaterials immer größer.



Dafür wurden Untersuchungen an unterschiedlichen tierischen Zahnhartsubstanzen durchgeführt und bovines Zahnmaterial als adäquates Ersatzmaterial gesehen [24].

Rinderschmelz weist vergleichbare, chemische und physikalische Eigenschaften und eine ähnliche Mikrostruktur wie humaner Zahnschmelz auf und steht in ausreichender kostengünstiger Menge zur Verfügung [94]. Durch das ausreichende Angebot können kariesfreie Rinderzähne desselben Alters und zudem aus der gleichen Population innerhalb einer Studie eingesetzt werden. Dadurch reduzieren sich zusätzlich etwaige Unterschiede der Schmelzqualität, die durch verschiedene Einflüsse, z. B. Alter und Haltebedingungen, geprägt werden. Dies verspricht eine hohe Homogenität der Proben zueinander.

Unterschiedliche Materialkennwerte von humanem und bovinem Zahnschmelz wurden aus den angegebenen Studien zusammengetragen und in Tabelle 1 dargestellt.

	<b>Rinderschmelz</b>	<b>Humanschmelz</b>
<b>Kalzium %</b>	31,8 <sup>2)</sup>	37,4 <sup>1)</sup>
<b>Phosphor %</b>	15,5 <sup>2)</sup>	18,3 <sup>1)</sup>
<b>Magnesium %</b>	0,4 <sup>2)</sup>	0,36 <sup>1)</sup>
<b>Vickershärte VH</b>	169,3 <sup>2)</sup>	300-430 <sup>1)</sup>
<b>Dichte (g/m<sup>3</sup>)</b>	2,9 <sup>2)</sup>	2,2 <sup>2)</sup>
<b>Kristallgröße nm</b>	57 <sup>5)</sup>	36 <sup>5)</sup>
<b>Knoop Härte KHN</b>	248 <sup>3)</sup>	317 <sup>3)</sup> 260-360 <sup>1)</sup>
<b>Linearer thermischer Ausdehnungskoeffizient · 10<sup>-6</sup> °C<sup>-1</sup></b>	11,2 <sup>2)</sup>	11 <sup>4)</sup>

**Tabelle 1: Materialkennwerte von Rinderschmelz und Humanschmelz.**

<sup>1</sup> [136], <sup>2</sup> [27], <sup>3</sup> [116], <sup>4</sup> [62], <sup>5</sup> [4]

Die Mikrostruktur der mit Milchsäure geätzten Schmelzoberfläche untersuchten Sanches et al. (2009). Dabei wurden die Durchmesser von bovinen Schmelzprismen ermittelt, die nur gering von der Größe der humanen Schmelzprismen abweichen [131]. Der Querschnitt der freigelegten Prismen entsprach dem schlüssellochförmigen Prismentyp. Reis et al. (2004) erkannten ähnliche Erscheinungen an geätzten Schmelzoberflächen von bovinen und humanen Zähnen.

Bei beiden untersuchten Schmelzarten zeigte sich überwiegend Ätztyp 2 [119]. Ein gleichartiges Verhalten von Rinderschmelz und humanem Zahnschmelz konnte ebenfalls hinsichtlich der Poliereigenschaften dokumentiert werden [114].

Trotz vieler Gemeinsamkeiten und guter Vergleichbarkeit der beiden Zahnhartsubstanzen sind auch strukturelle Unterschiede ermittelt worden. Zum einen besteht Rinderschmelz aus größeren Kristallen [4], zum anderen scheint der interprismatische Raum größer, was mit der geringeren bovinen Schmelzhärte korreliert [24, 116]. Als Ursache für die geringere Härte wird die unterschiedliche Kristallanordnung angesehen [116]. Der Fluoridgehalt beträgt an der bovinen Schmelzoberfläche nur rund 200 ppm [73], während die Konzentration im humanen Zahnschmelz auf über 1200 ppm ansteigen kann. Es wird angenommen, dass diese strukturellen Unterschiede der humanen und bovinen Zähne zu der doppelt so schnellen Läsionsbildung in vitro an bovinem Zahnschmelz führt [24].

Nakamichi et al. (1983) kamen zu dem Schluss, dass sich bovines Zahnmaterial als Ersatz für humane Zähne bei Haftverbundstudien eignet [87]. In ihrer Arbeit untersuchten sie unter anderem die Haftkraft zweier Komposite an humanem und bovinem Zahnschmelz. Dabei ergab sich kein statistisch signifikanter Unterschied der Haftkräfte zwischen den beiden Zahnmaterialien. Neben Verbundstudien [87, 93, 94, 119] wird bovines Zahnmaterial unter anderem auch bei De- und Remineralisationsversuchen [51, 64], zu Untersuchungen des Bleichverhalten [148, 155], zu vergleichenden Härtemessungen [160], und in Kariesinfiltrationsstudien [77, 108] verwendet.

### **1.3 Kariesätiologie**

Miller stellte 1898 die chemoparasitäre Theorie vor, deren Kernpunkte auch heute noch allgemein akzeptiert werden [45]. Dabei führt nur das gemeinsame Wirken von vier Hauptfaktoren zu einer Destruktion der Zahnhartsubstanzen. Bei diesen vier Primärfaktoren handelt es sich um Wirt, Substrat, Mikroflora und Zeit [61]. Daneben stellen auch sekundäre Faktoren zum Beispiel Speichelzusammensetzung und -fluss, pH-Wert und Pufferkapazität des Speichels, Ernährungsgewohnheiten und die Morphologie der Zähne wichtige Parameter in der Kariesentstehung dar [29, 45].

Unter physiologischen Bedingungen herrscht an der Zahnoberfläche ein Gleichgewicht zwischen Demineralisation und Remineralisation. Dieser dynamische Prozess findet mehrmals täglich statt [29]. Durch das Zusammenwirken der oben erwähnten vier Primärfaktoren verschiebt sich das Gleichgewicht in Richtung Demineralisation. Kariogene Mikroorganismen, vorwiegend *Streptokokkus mutans*, *Streptokokkus sobrinus* und Laktobazillen, bauen niedermolekulare Kohlenhydrate ab und produzieren dabei organische Säuren [29]. Wirken diese Säuren ausreichend lange auf die Zahnhartsubstanz ein und der dadurch fallende pH-Wert sinkt unter den für Schmelz kritischen Wert von 5,2 bis 5,7, kommt es zur prismatischen Zerstörung und Vergrößerung der interprismatischen Räume [45]. Zunächst findet die Zerstörung nur auf molekularer Ebene statt. Infolge überwiegender Demineralisation und fehlenden Remineralisationsphasen wird die Destruktion klinisch sichtbar [54].

Auf der äußeren Zahnoberfläche befindet sich ein semipermeables Häutchen, dessen Hauptanteil aus den Proteinen des Speichels besteht. An diese Membran heften sich Mikroorganismen und es kommt durch weitere Akkumulation und Teilungsprozesse zu einem Wachstum der Plaque. Die von den Bakterien gebildeten anorganischen Säuren dissoziieren zum Teil und führen zu einer interprismatischen Auflösung an der Schmelzoberfläche. Anschließend diffundieren die schwachen Säuren entlang des Konzentrationsgradienten durch interprismatische Bereiche in den Schmelz. Dabei stellen die wässrigen Hüllen um die Kristalle bevorzugte Diffusionskanäle dar [31, 45]. Die eindringenden Säuren dissoziieren langsam und die entstandenen Wasserstoffionen greifen das Kristallgefüge an. Dabei werden unter anderem Kalzium-, Phosphat-, Magnesium und Hydroxid-Ionen gelöst. Die gelösten Ionen diffundieren zunächst in die wässrige Hülle der Kristalle und anschließend durch die Schmelzporen zu der Schmelzoberfläche bis in die Plaque.

Eine Schmelzkaries wird klinisch zunächst als sogenannter White-Spot wahrgenommen. Durch den Mineralverlust ändert sich der Brechungsindex, weniger Licht dringt durch die Läsion. Im Vergleich zu dem umgebenden transluzenten gesunden Schmelz erscheint die aktive Läsion als kreidig weißer Fleck [28, 54]. Eine arretierte inaktive Läsion stellt sich mit harter, glänzender, bräunlicher Oberfläche dar [54].

## 1.4 Histologie der Schmelzkaries

Charakteristisch für eine Schmelzkaries ist die Demineralisierung unter einer scheinbar intakten Oberfläche. Die histologischen Merkmale einer initialen Schmelzkaries ohne Kavitation lassen sich in vier unterschiedliche Zonen einteilen. Dabei scheinen transluzente Zone und Läsionskörper Ausdruck der Demineralisationsvorgänge zu sein. In der dunklen Zone und der Oberflächenschicht prägen Remineralisationsprozesse das typische Bild [46, 135, 142, 143].

Die transluzente Zone ist durch die Vergrößerung der Poren bedingt. Diese Poren entstehen durch Herauslösen des leicht säurelöslichen Karbonats aus dem Apatitgitter. Mit einem Porenvolumen von 1 % ist es die dichteste Zone einer initialen Schmelzkaries. Die Kristallite der transluzenten Zone (25 nm bis 30 nm) sind im Vergleich zu denen des gesunden Schmelzes verkleinert.

In der dunklen Zone findet sich ein Porenvolumen zwischen 2 bis 4 %. Aufgrund von Remineralisationsvorgängen weisen die Kristallite dieser Zone einen größeren Durchmesser (50 nm bis 100 nm) als die Kristalle im gesunden Schmelz auf und die Poren erscheinen kleiner als in der transluzenten Zone.

Der Läsionskörper bildet das Zentrum der Läsion und zeichnet sich durch den größten Mineralverlust von 25 % und mehr aus. In dieser Zone findet sich ein Porenvolumen zwischen 5 % in der Peripherie und 25 % im Zentrum [46]. In die Poren mit großem Volumen können Speichelbestandteile (Wasser und Proteine) eindringen. Die Kristallite sind mit 10 nm bis 30 nm kleiner als die des gesunden Zahnschmelzes [135]. Der Mineralverlust im Läsionskörper findet hauptsächlich in den Prismenkernen statt [36].

Die im Durchschnitt 30 µm bis 45 µm dicke Oberflächenschicht [80, 143] der Initialkaries besitzt ein Porenvolumen zwischen 1 % und 5 % und ist doch bis zu 50-fach poröser als gesunder Schmelz, der durchschnittlich ein Porenvolumen von 0,1 % aufweist [46]. Der Kristalldurchmesser ist mit 40 nm bis 80 nm größer als im gesunden Schmelz. Histologisch ist eine Aufweitung der Prismenscheiden zu beobachten [36]. Obwohl die Oberfläche intakt scheint, ist ein Mineralverlust bis 10 % zu verzeichnen [45]. Aufgrund des Mineralverlustes und der elektronenmikroskopisch sichtbaren Veränderungen wird diese Zone der Initialkaries häufig als „pseudointakte“ Oberflächenschicht bezeichnet.

Sie entsteht durch gelöste Kalzium- und Phosphationen, die an der Schmelzoberfläche neue Kristalle bilden oder sich an geschädigte Kristalle anlagern.

Diese Repräzipitation ist durch die an der Schmelzoberfläche abnehmende Diffusionsgeschwindigkeit möglich, da der Konzentrationsgradient zum Speichel und zur Plaque abnimmt [45, 142]. Während der Remineralisationsphasen werden zusätzlich Mineralien aus der Plaque eingelagert. Die mechanischen Eigenschaften der Oberflächenschicht sind trotz visuell intakten Charakters bis zu 34 % reduziert [49]. Einen taktilen Unterschied zum normalen Schmelz lässt sich beim Sondieren häufig nicht feststellen. Die Dicke der Oberflächenschicht wird durch das Alter der Läsion und Anzahl der abgelaufenen Remineralisationsprozesse beeinflusst [53] und stellt ein Diffusionshindernis dar. Dadurch wird unter anderem eine Remineralisierung der tieferen Schichten verhindert [54].

Durch verminderte Zufuhr von kariogenem Substrat und optimaler Mundhygiene kann der Mineralverlust stagnieren und frühe Initialläsionen können durch den Speichel remineralisiert werden [54, 97].

Die Arretierung und Remineralisierung einer Initialläsion kann zusätzlich durch Einsatz hochkonzentrierter Fluoride gefördert werden [29, 57]. Das durch die Remineralisierung neu entstandene Material enthält größere Kristalle und ist durch die abnehmende Permeabilität für Ionen und Moleküle säureresistenter als das ursprüngliche Hydroxylapatit [29, 30]. Halten die kariogenen Bedingungen über einen langen Zeitraum an, schreitet der Demineralisationsprozess voran. Klinger und Wiedemann (1985) fanden in ihren Experimenten heraus, dass ab einem Mineralverlust von 60 % im Zentrum der Läsion keine vollständige Remineralisation zu erwarten ist [57, 135]. Es kommt zur Kavitation der Schmelzoberfläche und führt über Demineralisationsprozesse im Dentin bis zu einer Entzündung der Pulpa [54].

## **1.5 Therapiemöglichkeiten der Schmelzkaries**

Die klassischen Therapiemöglichkeiten der dentalen Karies lassen sich in invasive und non-invasive Maßnahmen einteilen. Invasive Maßnahmen werden bei kavitierten Läsionen, bei Initialläsionen mit mangelnder Compliance seitens des Patienten oder stark erhöhtem Kariesrisiko angewandt. Dabei wird die geschädigte Zahnhartsubstanz entfernt und durch ein

Füllungsmaterial ersetzt. Die Substratzufuhr zu den tiefer liegenden Mikroorganismen wird abgeschnitten und der weitere Eintritt neuer Mikroorganismen wird verhindert. Selbst minimalinvasive Präparationen im Rahmen der adhäsiven Füllungstherapie sind mit Verlust von gesunder Zahnhartsubstanz und einer Schwächung des Zahnes verbunden. Weiterhin kann durch Fehler in der Anwendung, Fraktur von Füllungsanteilen oder Reinfektion mit kariogenen Bakterien ein Austausch der Restauration notwendig werden. Dies geht mit wiederholtem Verlust von gesunder Zahnhartsubstanz einher und die Ausdehnung der Restauration vergrößert sich [149]. Ist die Oberfläche der Initialläsion noch nicht eingebrochen, kommen vorwiegend noninvasive Therapien zum Einsatz. Diese Ansätze beruhen darauf die demineralisierenden Faktoren zu beseitigen und eine Remineralisation der erkrankten Zahnhartsubstanz zu fördern. Dazu zählen unter anderem die Eliminierung der kariogenen Ursachen, Ernährungslenkung, regelmäßige Fluoridierung und das Auftragen chlorhexidinhaltiger Lacke [29, 45].

## **1.6 Kariesinfiltration**

Durch das mikroinvasive Verfahren schließt die Kariesinfiltration die Lücke zwischen präventiven Therapien, z. B. Fluoridierungsmaßnahmen und invasiven Restaurationstherapien [74, 108]. Die Diffusionsbarriere für kariogene Säuren wird innerhalb der Karies geschaffen [75]. Dazu wird nach Ätzung mit Salzsäure ein sehr niedrig visköser Kunststoff (Infiltrant) aufgetragen, der in die poröse Schmelzläsion penetriert und die Poren des Läsionskörpers verschließt [76, 108]. Somit sind die Diffusionswege für kariogene Säuren und bakterielle Substrate blockiert, die angegriffene fragile Schmelzstruktur wird gestärkt [108] und eine weitere Demineralisierung mit folgender Kavitation wird verhindert [80]. Aufgrund des verstärkten Auftretens von Approximalkaries im Seitenzahnggebiet und des in diesem Bereich erhöhten Substanzverlustes durch invasive Therapiemaßnahmen steht insbesondere die Behandlung approximaler Flächen von Seitenzähnen der 1. und 2. Dentition im Vordergrund. Angesichts des Erfolges der approximalen Kariesinfiltration und der Maskierung von White-Spot-Läsionen wurden die Untersuchungen auf den ästhetisch bedeutsamen Bereich der Bukkalflächen im Frontzahnbereich ausgeweitet.

### 1.6.1 Anfänge der Kariesinfiltration

Das Prinzip der Kariesinhibition bzw. Arretierung durch den Verschluss der Schmelzporen wurde schon durch Robinson et al. (1976) experimentell erprobt [127]. Bei in vitro Untersuchungen konnten bis zu 60 % des Porenvolumens von künstlichen Initialläsionen nach Applikation eines niedrig viskösen Kunststoffes verschlossen werden. Weiterführend wurde eine Hemmung der Kariesprogression verzeichnet. Aufgrund der toxischen Eigenschaften von Resorcinol-Formaldehyd eignete sich dieses Material nicht für die klinische Anwendung. In aktuelleren Untersuchungen kommen lichthärtende Haftvermittler und Versiegler zum Einsatz [41, 110, 134]. Die Penetration von niedrig viskösen dentalen Adhäsiven und Versiegelungskunststoffen in künstlich erzeugte Initialläsionen wurde in zahlreichen in vitro Studien untersucht [41, 110, 126, 134]. Durch mehrmaliges Auftragen der Haftvermittler konnte eine stärkere Reduktion des Porenvolumens erreicht werden [41, 126, 127]. Da häufig die oberflächliche Schicht des konventionellen Haftvermittlers belassen wurde, könnte diese, ähnlich wie bei der klassischen Fissurenversiegelung, zu einer Arretierung der Karies beigetragen haben. Es wird angenommen, dass die kompakte Kunststoffschicht an der Oberfläche eine tiefere Penetration des niedrig viskösen Adhäsivs in die Läsion verhindert [126, 134].

Die pseudointakte Oberflächenschicht kariöser Läsionen stellt ein Diffusionshindernis dar. Maßnahmen, die diese pseudointakte Schmelzoberfläche mechanisch beseitigen, z. B. mittels Diamanten oder Polierstreifen [20], wurden in aktuellen Untersuchungen abgelehnt, da die entstehende Schmierschicht zum Verschluss der Poren führt und folgemäßig nicht mehr für die Infiltration zur Verfügung stehen [80]. Eine Steigerung der Penetration konnte durch vorheriges Ätzen der pseudointakten Schmelzoberfläche erzielt werden [41, 109, 134]. Die durch das Ätzen erhöhte Porosität der Oberflächenschicht erlaubt ein tieferes Eindringen des niedrig viskösen Adhäsivs. Dabei wurden bei künstlichen Läsionen bereits nach 5-sekündiger Ätzung mit 36 %iger Phosphorsäure gute Ergebnisse erzielt. Zu einer verbesserten Penetration führte ebenfalls die Trocknung mit Ethanol [41]. Die vorliegenden Studien bestätigen, dass dentale niedrig visköse Adhäsive die Möglichkeit besitzen oberflächlich poröse Strukturen von Initialläsionen zu verschließen. Dies geschieht aber häufig nur partiell und oberflächlich [41, 109, 126, 127, 134]. Infolge der Obturation werden der Zugang und die Diffusionswege für kariöse Säuren gestoppt und die Läsion arretiert.

Zusätzlich konnte an den oberflächlich penetrierten Läsionen im Vergleich zu unbehandelten Läsionen ein Schutz gegen erneute kariöse Angriffe nachgewiesen werden [110, 126]. Auch in klinischen Untersuchungen konnte eine Verhinderung der Kariesprogression durch adhäsive Versiegelung von approximaler Schmelzkaries über einen Zeitraum von 18 Monaten nachgewiesen werden [69]. Angesichts des Erfolges von Versiegelungen an Fissuren und Grübchen wurde dieser Therapieansatz auch für White-Spot-Läsionen an Glattflächen vorgeschlagen [20].

Die in den erwähnten Studien verwendeten kommerziell erhältlichen niedrig viskösen Adhäsive wurden im Rahmen der adhäsiven Füllungstherapie entwickelt und werden erfolgreich für einen adäquaten Verbund zwischen Komposit und Schmelzoberfläche eingesetzt. Die Penetrationsfähigkeit und -geschwindigkeit in tiefe kariöse Läsionen wurde bemängelt und als unzureichend eingestuft [108]. Um eine Infiltration in tiefere Läsionen zu ermöglichen, die physikalischen Eigenschaften zugunsten der Penetrationsfähigkeit zu optimieren und einen gesteigerten Porenverschluss zu erlangen, wurden weitere Modifikationen gefordert [41, 126, 134].

### **1.6.2 Aktuelles Konzept der Kariesinfiltration**

Für eine optimale Penetration des Infiltranten ist die Entfernung der pseudointakten Oberflächenschicht notwendig, da sie mit ihrem geringen Porenvolumen und dem hohen Mineralgehalt eine Diffusionsbarriere darstellt. Zur Verbesserung der Penetration eines Infiltranten bei künstlichen Läsionen scheint eine Ätzung mit 37 %iger Phosphorsäure ausreichend [108]. Durch die häufig breitere, weniger poröse und stärker mineralisierte Oberflächenschicht von natürlichen Läsionen führten Ätzungen mit 15 %igen Salzsäuregel, im Vergleich zur konventionellen Phosphorsäure, zu besseren Werten [80, 102, 109]. Nach einer Ätzung mit 15 %iger Salzsäure für 120 Sekunden konnte eine nahezu vollständige Erodierung der Oberflächenschicht erreicht werden [80]. Eine Ätzzeit von 120 Sekunden zeigte auch an Milchzähnen die besten Ergebnisse. Hier konnten bis zu 99 % der Oberflächenschicht abgetragen werden [102]. Aufgrund der durch die Salzsäure deutlich reduzierten natürlichen Oberflächenschicht konnte die Penetrationstiefe des dentalen Haftvermittlers auf das Dreifache erhöht werden (18 µm bei H<sub>3</sub> PO<sub>4</sub>, 58 µm bei HCl).



Bei Läsionen, an denen die pseudointakte Schmelzoberfläche vollständig entfernt wurde, konnten sogar Penetrationstiefen von durchschnittlich 65  $\mu\text{m}$  gemessen werden [109]. Das Eindringen von niedrig viskösen Adhäsiven in den porösen Läsionskörper wird hauptsächlich durch Kapillarkräfte angetrieben und hängt von der Penetrationszeit, dem Kapillarradius und dem Penetrationskoeffizienten ab. Zur Optimierung der physikalischen Eigenschaften ermittelten Paris et al. (2007) die Parameter von konventionellen Haftvermittlern und experimentell hergestellten niedrig viskösen Kunststoffen, sogenannter Infiltranten, und verglichen sie hinsichtlich ihrer Penetrationseigenschaften [107]. Die experimentellen Infiltranten wiesen sehr niedrige Viskositäten, kleine Kontaktwinkel und hohe Oberflächenspannungen auf. Diese Faktoren führten zu einem gesteigerten Penetrationskoeffizienten (PK) im Vergleich zu den herkömmlichen Haftvermittlern und lieferten somit geeignete Voraussetzungen für die schnelle und tiefe Infiltration kariöser Schmelzläsionen [76, 77, 107, 108]. In ersten experimentellen Untersuchungen mit künstlichen Läsionen wurden PK ab 100 cm/s als effektiv angegeben um die Läsionen vollständig zu penetrieren [77, 108]. Durch weiterführende Optimierung und Untersuchungen an natürlichen Initialläsionen erzielten Infiltranten mit überwiegendem TEGDMA-Anteil und Penetrationskoeffizienten ab 200 cm/s die besten Ergebnisse. Es kam zu einem nahezu vollständigen Verschluss der Läsion, sowohl in der Tiefe als auch in der Gesamtporenzahl [76, 78, 105]. Der Infiltrant dringt, angetrieben durch die Kapillarkräfte, mehrere hundert Mikrometer in die natürlichen Läsionen ein. Es wird angenommen, dass 400  $\mu\text{m}$  bis 500  $\mu\text{m}$  der Läsion infiltriert werden müssen, um einen nachhaltigen Verschluss der Läsion zu ermöglichen [78]. Untersuchungen an natürlichen Initialläsionen ergaben ein Penetrationsoptimum, auch für tiefere Läsionen, nach 3 bis 5 Minuten [75].

In vitro Studien belegen, dass bei einem erneuten Säureangriff die Progression infiltrierter Läsionen geringer ausfällt als die unbehandelter Läsionen [77, 105]. Auch hier fällt der vollständigen Penetration eine wichtige Rolle zu. Bei einer unvollständig penetrierten Läsion ist unter erneuten kariogenen Bedingungen eine signifikante Steigerung der Kariesprogression im Vergleich zu vollständig infiltrierten Läsionen zu verzeichnen [77]. Initialläsionen, die mit Infiltranten mit einem PK über 200 cm/s behandelt wurden, verzeichneten zudem einen geringeren Mineralverlust gegenüber Infiltranten mit geringerem PK [77, 105].

Erste klinische In-situ-Versuche über 100 Tage konnten die Wirksamkeit der Kariesinfiltration hinsichtlich der Hemmung der Kariesprogression bestätigen [106]. Um optimale Voraussetzungen für den niedrig viskösen Infiltranten zu schaffen, muss eine vollständige Trocknung der Läsion erfolgen. Diese Trocknung wird mit 99 %igem Ethanol erreicht. Die direkte Beimengung von Ethanol zu dem Monomergemisch führte zu einer gesteigerten Penetration des Infiltranten durch Herabsetzung der Viskosität und Eliminierung des Restwassers in den Poren [81, 107]. Es wurden aber parallel inhomogene Infiltrationsbereiche dokumentiert, die auf eine Störung des Polymerisationsprozesses zurückzuführen sind. Dieser Effekt scheint durch das unvollständige Verdunsten des Lösungsmittels in der Tiefe der Läsion zustande zu kommen. Das somit in den Poren verbliebene Restethanol verhindert die vollständige Polymerisation des Infiltranten [78, 108]. Da lösungsmittelfreie Infiltranten die Läsion nahezu vollständig penetrieren, wird selbigen der Vorzug gegeben [78, 105, 111].

Durch die Diffusionsbarriere innerhalb der Läsion wird auf das Belassen einer oberflächlichen Kunststoffschicht verzichtet [106, 110]. Nach abgelaufener Infiltrationszeit sollten Überschüsse vestibulär beispielsweise mittels Watterolle und approximal zunächst durch Verblasen und anschließender Reinigung mit Zahnseide entfernt werden. Das Infiltrationsverfahren wird so vereinfacht und ein zusätzlicher Abrieb durch Politur mittels Politurstreifen entfällt [158]. Die anatomische Zahnoberfläche bleibt erhalten [83] und die Gefahr abstehender Kunststoffränder, die gerade approximal das Parodont schädigen könnten oder neue Kariesprädispositionsstellen darstellen, scheint minimiert. Auch bezüglich des Abriebverhaltens infiltrierter Läsionen liefern erste in vitro Studien zufriedenstellende Ergebnisse. Belli et al. (2011) untersuchten das Verschleißverhalten von infiltrierten und versiegelten WSL im Bürstenabstrahlungsversuch [10]. Dabei ließ sich nach 20.000 Bürstenzyklen ein ähnliches Abriebverhalten der unterschiedlich behandelten White-Spot-Läsionen nachweisen.

### **1.6.3 Klinische Wirksamkeit der Kariesinfiltration**

Erste klinische Untersuchungen konnten die Wirksamkeit der approximalen Kariesinfiltration hinsichtlich der Verhinderung einer weiteren Kariesprogression belegen [25, 70, 74, 103]. Paris et al. (2010) behandelten kariöse Approximalläsionen an Zähnen der zweiten Dentition im Seitenzahnggebiet.

Die röntgenologische Ausdehnung der Karies belief sich von der inneren Schmelzhälfte bis maximal in das erste Dentindrittel. Nach 18 Monaten Beobachtungsdauer konnten bei 7 % der infiltrierten und 37 % der Kontrollläsionen eine Progression der Karies festgestellt werden [103]. Drei Jahre nach Infiltrationstherapie wurden durch radiologische Untersuchungen bei 46 % der Kontrollläsionen ein Voranschreiten der Karies verzeichnet, innerhalb der infiltrierten Testläsionen konnten nur in 4 % eine Kariesprogression ermittelt werden [74]. Martignon et al. (2012) analysierten infiltrierte Läsionen, versiegelte Läsionen und Kontrollläsionen in einem Abstand von ein, zwei und drei Jahren. Die Probanden waren im Mittel 21 Jahre alt und die natürlichen Läsionen erstreckten sich rund um die Schmelz-Dentin-Grenze bis ins äußere Dentindrittel. Während der drei Kontrollperioden wiesen infiltrierte Läsionen die geringste Kariesprogression auf. Nach drei Jahren waren rund 68 % der infiltrierten Läsionen stabil, in der Kontrollgruppe konnte nur bei knapp 30 % eine Inhibition der Karies festgestellt werden [70]. Erste Beobachtungen weisen auch auf Erfolge der Infiltrationstherapie im Milchgebiss hin. In vitro Studien zeigten vollständig infiltrierte natürliche Läsionen [111]. Darüber hinaus konnte in klinischen Untersuchungen eine Hemmung der Kariesprogression an infiltrierten Approximalläsionen im Milchgebiss dokumentiert werden [25]. Initialläsionen an Milchmolaren von 5 bis 8-Jährigen wurden infiltriert und auf die Kontroll- und infiltrierten Läsionen im Abstand von sechs Monaten Fluoridlack appliziert. Radiologisch schritten nach 12 Monaten 62 % der Kontroll- und 23 % der infiltrierten Läsionen voran. Darüber hinaus scheint die schmerzarme und kurze Behandlungsdauer die Grundeinstellung zur zahnärztlichen Therapie nicht nur in der Kinderbehandlung positiv zu beeinflussen. Ein positiver Nebeneffekt der Kariesinfiltration resultiert in der Maskierung von White-Spot-Läsionen. Der veränderte Brechungsindex der kariösen Schmelzstruktur wird durch die mit Luft oder wassergefüllte Poren hervorgerufen. Der relativ geringe Unterschied der Brechungsindizes zwischen den infiltrierten Porositäten (Brechungsindex 1,46) und dem umgebenden gesunden Schmelz (Brechungsindex 1,62) lässt die Karies weniger weiß erscheinen [104, 128]. Ein vollständiges Verschwinden der kariösen Läsionen ist nicht immer möglich, aber eine kosmetische Verbesserung kann erreicht werden. So zeigten Neuhaus et al. (2010) in einem Fallbericht, dass auch drei Monate alte Code 2 White-Spot-Läsionen (Einteilung nach ICDAS-II) an 14 Zähnen in Code 1 (Läsion ist nach 3 bis 5 Sekunden Trocknung durch Druckluft sichtbar) oder Code 0 überführt werden konnten [88].

In einer ersten klinischen Studie untersuchten Kim et al. die Effektivität der Kariesinfiltration zur Maskierung von entwicklungsbedingten und postorthodontischen White-Spot-Läsionen. Bis zu 61 % der postorthodontischen Läsionen konnten vollständig und 33 % teilweise maskiert werden. Die entwicklungsbedingten Opazitäten konnten nur zu 25 % vollständig maskiert werden [56]. Hammad et al. (2012) erzielten in ihrer klinischen Untersuchung sogar eine Maskierung von bis zu 76 % der postorthodontischen White-Spot-Läsionen [44]. Eine langfristige Farbstabilität der infiltrierten WSL kann derzeit noch nicht belegt werden.

Die Indikationsbereiche der Kariesinfiltration stellen zurzeit kariös bedingte Veränderungen der Approximal- und Glattflächen dar. Dabei stößt die Infiltrationstherapie gegenwärtig besonders bei Patienten mit hoher Kariesaktivität, kavitierten und vorangeschrittenen Läsionen bis deutlich in das erste Dentindrittel an ihre Grenzen. Zu schwache Kapillarkräfte, Luftblasen und die Entfernung des Infiltranten aus der Kavität während des Reinigungsprozesses vor der Lichthärtung führen zu einer unzureichenden Füllung von kavitierten Läsionen [101]. Eine Zusammenfassung über empfohlene Anwendungen, Anwendungsbeschränkungen und Kontraindikationen für die Kariesinfiltration zeigen Tabelle 2 bis 4.

Approximal	Unkavitiert	Milchzähne und permanente Dentition
Andere Glattflächen (Indikation Kariologie)	Unkavitiert	Bei hohem Kariesrisiko an Milchzähnen und bleibenden Zähnen
Vestibuläre Front (Indikation Ästhetik)	Unkavitiert	Permanente Dentition

**Tabelle 2: Anwendungsmöglichkeiten der Kariesinfiltration.**  
[79]

Caries profunda, kavitierte Läsionen	Inaktive kariöse Läsionen
Erosionen	Kariöse Läsionen in Fissuren und Grübchen
Kariöse Läsionen im Wurzelbereich (Wurzelkaries)	Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation, Amelogenesis imperfecta
	Fluorose

**Tabelle 3: Kontraindikationen der Kariesinfiltration.**  
[79]

**Tabelle 4: Anwendungsbeschränkungen der Kariesinfiltration.**  
[79]

Für die klinische Behandlung von Approximalläsionen sind speziell konzipierte Applikatoren erhältlich, die mit nur geringer Zahnseparation das Auftragen der Säure und des Infiltranten ermöglichen. Zur Retraktion und zum Schutz der Gingiva und der besseren Feuchtigkeitskontrolle wird generell die Verwendung von Kofferdam empfohlen.

## 1.7 Fragestellung

Das Ziel dieser experimentellen in vitro Studie bestand darin, die Auswirkungen eines Kariesinfiltranten (Icon®) auf die Verbundfestigkeit von kieferorthopädischen Brackets zu überprüfen. Weiterhin sollte die Notwendigkeit eines Schmelzhaftvermittlers auf gesunden, demineralisierten und infiltrierten Schmelzflächen untersucht werden. Alle ermittelten Werte wurden mit dem konventionellen Adhäsivsystem Transbond™ XT auf gesundem Zahnschmelz verglichen. Dabei wurden folgende Fragestellungen und Hypothesen ausgearbeitet.

**Frage 1:** Erreicht der Schmelz-Bracket-Verbund bei Verzicht eines Haftvermittlers klinisch akzeptable Haftkräfte?

**Hypothese 1:** Der Verzicht des Haftvermittlers resultiert in geringeren Haftkräften.

**Frage 2:** Werden auf kariesinfiltrierten Schmelzflächen ausreichende, vergleichbare oder höhere Haftwerte erreicht?

**Hypothese 2:** Prätherapeutische Kariesinfiltration beeinflusst die Haftwerte.

**Frage 3:** Kann der Kariesinfiltrant den Haftvermittler ersetzen?

**Hypothese 3:** Bei unmittelbar vor der Bracketapplikation durchgeführter Kariesinfiltration finden sich vergleichbare Haftkraftwerte bei zusätzlicher Verwendung oder Verzicht eines Haftvermittlers.

**Frage 4:** Wirkt sich die Größe der Infiltrationsfläche auf die Haftwerte aus?

**Hypothese 4:** Klebt das Bracket mittig auf unterschiedlich vorbehandelter Schmelzoberfläche werden die Haftkräfte beeinflusst.

**Frage 5a:** Zeigt die Kariesinfiltration Vorteile im Bruchverlauf des Komposits?

**Hypothese 5a:** Prätherapeutische Kariesinfiltration beeinflusst die Restadhäsivmenge.

**Frage 5b:** Zeigt die Kariesinfiltration Vorteile im Schmelzdefektverhalten?

**Hypothese 5b:** Auf infiltrierten Schmelzflächen sind nach Bracketentfernung weniger Schmelzdefekte zu verzeichnen.

## **2 Material und Methode**

Im Rahmen der Untersuchung wurden 360 Rinderzähne als Prüfkörper herangezogen und neun Gruppen gleicher Anzahl zugeteilt. Die labialen Schmelzflächen wurden vor der Bracketapplikation verschiedenen vorbereitenden Maßnahmen unterzogen. Es soll die Verwendung eines Haftvermittlers (Transbond™ XT Primer), eines Kariesinfiltranten (Icon®) und die kombinierte Anwendung der Materialien vor Bracketklebung experimentell untersucht werden.

### **2.1 Verwendete Materialien**

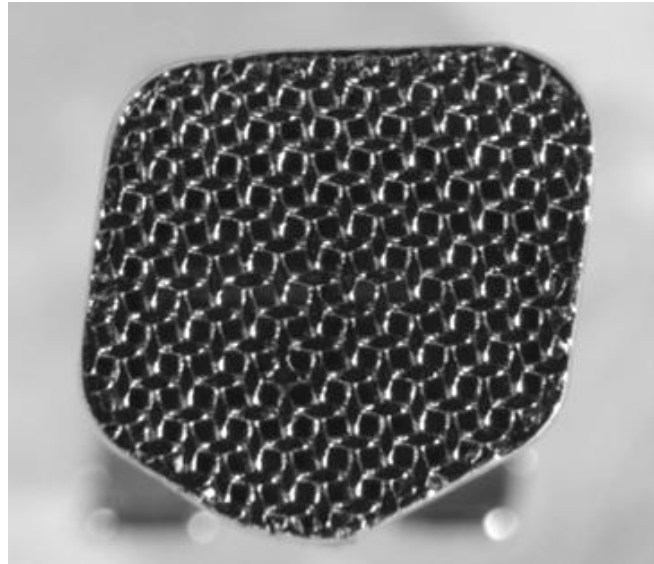
#### **2.1.1 Zähne**

Rinderzähne weisen ähnlich vergleichbare histologische, chemische und anatomische Eigenschaften wie humane Zähne auf [72, 87]. Für die in vitro Untersuchung standen 360 schonend extrahierte, permanente Inzisivi von schlachtfrischen Rindern gleichen Alters zur Verfügung. Es wurden nur Zähne mit intakter Oberfläche, ohne Schmelzdefekte und ohne kariöse Läsionen verwendet. Alle Zähne wurden direkt nach der Extraktion in einer wässrigen 0,08 %igen Thymollösung (Roth, Karlsruhe, Deutschland) gelagert. Thymol wurde aufgrund seiner bakteriziden, fungiziden und desinfizierenden Wirkung als Lagerungsmedium ausgewählt. 24 Stunden post extractionem wurden alle Gewebereste des Zahnhalteapparates mittels Skalpell entfernt. Die durchschnittliche Lagerungsdauer der Zähne bis Versuchsbeginn betrug maximal sechs Wochen bei  $4 \pm 2$  °C.

#### **2.1.2 Brackets**

Für die Untersuchung der Scher-Abschäl-Festigkeit wurden ausschließlich Stahlbrackets (Twin Diamond,Ormco, Glendora, CA, USA) mit retentiver Metallbasis für den Zahn 12 verwendet (Abbildung 1). Die Brackets mittlerer Breite sind mit einem 0,018-Inch-Slot, 7° Torque und 8° Angulation ausgestattet. Die Bracketbasisfläche wurde vom Hersteller mit  $12,91 \text{ mm}^2$  angegeben. Zur Verifizierung wurden zehn Brackets mit einer an einem Auflichtmikroskop (M420, Wild, Heerburg, Schweiz) integrierten Kamera (EOS 60D, Canon, Krefeld, Deutschland) bei 20-facher Vergrößerung fotografiert.

Mit Hilfe des digitalen Bildbearbeitungsprogrammes Adobe® Photoshop® CS4 (Adobe Systems GmbH, München, Deutschland) wurde die Bracketbasis vermessen (Lasso-Werkzeug) und die Flächengröße ermittelt. Die Herstellerangaben wurden mit den eigenen Messungen verglichen und bestätigt.



**Abbildung 1: Darstellung der retentiven Bracketbasis (Zahn 12).**

### **2.1.3 Polymerisationslampe**

Als Polymerisationsgerät kam die LED-Lampe Smartlite™ PS (Dentsply De Trey, Konstanz, Deutschland) zum Einsatz. Der Wellenbereich dieser Lampe liegt zwischen 450 nm und 490 nm mit einer Intensität von mindestens 950 W/cm<sup>2</sup>. Die Lichtintensität der LED-Lampe wurde vor jeder Versuchsreihe mit dem Radiometer Model 100 (Demetron, Kerr, Danbury, USA) überprüft. Die Belichtung erfolgte aus einem Abstand von 5 mm.

### **2.1.4 Ätzgel**

Die Schmelzkonditionierung erfolgte mittels konventioneller Säure-Ätz-Technik. Die 37 %ige Phosphorsäure Gel Etch (Ormco, Glendora, CA, USA) wurde auf die zuvor mit Luft aus der Multifunktionsspritze getrockneten Schmelzoberfläche aufgetragen. Nach 30 Sekunden Einwirkzeit wurden das Säuregel für zehn Sekunden mittels Wasser/Luftgemisch vollständig entfernt und die Schmelzoberfläche mit ölfreier Luft getrocknet. Der geätzte Schmelz stellte sich als kreidiger Bereich dar.



Alle Zeitangaben der Hersteller wurden mit Hilfe einer Stoppuhr (Digi-Lock-Timer, Modell Nummer TR 119, Roth, Karlsruhe, Deutschland) eingehalten.

### 2.1.5 Haftvermittler

Zur Prüfung der Brackethaftfestigkeit wurde das Adhäsivsystem Transbond™ XT verwendet (3M Unitek, Monrovia, CA, USA). Es besteht aus Transbond™ XT Primer und Transbond™ XT Light Cure Adhäsiv. Die Inhaltsstoffe sind aus Tabelle 5 ersichtlich.

Material	Inhaltsstoffe/Zusammensetzung
<b>Transbond™ XT Primer</b> <b>(3M Unitek)</b>	45-55 % Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) 45-55 % Triethylen-Glycol-Dimethacrylat (TEGDMA)
<b>Transbond™ XT Light Cure Adhäsiv</b> <b>(3M Unitek)</b>	10-20 % Bis-GMA 5-10 % ethoxyliertes Bisphenol-A-Dimethacrylat 70-80 % Füllstoffe

**Tabelle 5: Inhaltsstoffe des Adhäsivsystems Transbond™ XT.**

Alle Produkte wurden entsprechend der Herstellerangaben angewendet. Der Primer wurde mit einem Pinsel drei Sekunden auf die zuvor konditionierte und getrocknete Schmelzoberfläche einmassiert und mit ölfreier Luft zu einer gleichmäßigen dünnen Schicht verblasen. Anschließend erfolgte die Beschichtung des Brackets mit dem Komposit und die Positionierung und Ausrichtung des Brackets. Nachdem grobe Kompositüberschüsse mit Hilfe eines Scalers entfernt wurden, erfolgte die Lichthärtung für jeweils 10 Sekunden an den interproximalen Seiten.

### 2.1.6 Kariesinfiltrant

In der vorliegenden Arbeit wurden künstlich erzeugt White-Spot-Läsionen mit einem Kariesinfiltranten (Icon<sup>®</sup>, DMG, Hamburg, Deutschland) behandelt. Dabei handelt es sich um einen niedrig viskösen Kunststoff, den Infiltranten, der in den porösen Schmelz eindringt und somit eine Progression der Säure blockiert. Die einzelnen Komponenten sind in Tabelle 6 dargestellt.

Name	Inhaltsstoffe	Aggregat	Farbe	Funktion
Icon <sup>®</sup> -Etch	<ul style="list-style-type: none"><li>• Chlorwasserstoffsäure</li><li>• pyrogene Kieselsäure</li><li>• oberflächenaktive Substanzen</li></ul>	Paste	grün	Erodieren der pseudointakten Oberflächenschicht
Icon <sup>®</sup> -Dry	<ul style="list-style-type: none"><li>• 99 % Ethanol</li></ul>	flüssig	farblos	Trocknung
Icon <sup>®</sup> -Infiltrant	<ul style="list-style-type: none"><li>• Methacrylat-basierte Harzmatrix</li><li>• Initiatoren</li><li>• Additive</li></ul>	flüssig	gelblich	Infiltration und Obturation der Läsion

**Tabelle 6: Inhaltsstoffe des Kariesinfiltranten Icon<sup>®</sup>.**

Die Infiltration erfolgte nach Herstellerangaben. Die Behandlung der demineralisierten Schmelzflächen startete mit Icon<sup>®</sup>-Etch. Die Chlorwasserstoffsäure wurde mit leichtem Überschuss aufgetragen und nach zwei Minuten Einwirkzeit für 30 Sekunden mit Wasser abgesprüht. Die konditionierte Schmelzoberfläche wurde mit ölfreier Luft aus der Multifunktionsspritze getrocknet. Zur vollständigen Trocknung des geätzten Läsionskörpers wurde Icon<sup>®</sup>-Dry für 30 Sekunden aufgetragen und im Anschluss mit Luft verblasen. Daraufhin erfolgte die Applikation des Infiltranten. Dazu wurde der Vestibular-Tip aufgedreht und durch Drehen der Spindel der Infiltrant auf die konditionierten Flächen aufgebracht. Nach drei Minuten wurden grobe Überschüsse mit einer Watterolle entfernt und 40 Sekunden lichtgehärtet. Der Infiltrant wurde ein zweites Mal aufgetragen und nach einer Minute Einwirkzeit erneut für 40 Sekunden lichtgehärtet.

## 2.2 Methode

### 2.2.1 Vorbereitung der Versuchszähne

Zunächst erfolgte die Kürzung der Wurzeln mittels Winkelstück (Intramatic Lux 2 24 LN KaVo, Biberach, Deutschland) und eingespannten schwarzberingten Diamantbohrern (883H, Hager & Meisinger, Neuss, Deutschland). Die Separation der Wurzel wurde hochoberflächlich unter stetiger Wasserkühlung durchgeführt. Die Trennstelle befand sich zirka 5 mm unterhalb der Schmelzzementgrenze. Anschließend wurde die Pulpa mit Pinzette und Endodontiefeilen der Iso-Größe 30 und 45 (Hedströmfeilen, VDW, München, Deutschland) extirpiert. Nachdem Pulparückstände und Blut mit Aqua dest. (Ampuwa Spüllösung, Fresenius, Bad Homburg, Deutschland) abgespült und der Zahn mit Luft aus der Hochdruckdüse getrocknet wurden, konnte das Pulpacavum mit lichthärtendem provisorischen Füllungsmaterial (Systemp Onlay, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) verschlossen werden. Zwischen allen Arbeitsschritten lagerten die Zähne in Leitungswasser um ein Austrocknen zu verhindern. Abschließend erhielten alle Zähne eine Politur, bei der eventuell verbliebene Auflagerungen, Verfärbungen und Thymolrückstände entfernt wurden. Die Vorpolitur erfolgte mit Prophylaxebürstchen (Hager & Meisinger, Neuss, Deutschland), eingespannt in ein Winkelstück (Intramatic 20 LN, KaVo, Biberach, Deutschland) und einem Bimsmehl-Wassergemisch für 15 Sekunden bei niedriger Drehzahl, die Feinpolitur der Labialflächen mit Poliernapf (Produits Dentaires SA, Vevey, Schweiz) und fluoridfreier Polierpaste Klint (Voco, Cuxhaven, Deutschland) für fünf Sekunden bei niedriger Drehzahl.



Abbildung 2: Vorbereitete bovine Inzisiven.

Um eine standardisierte Schmelzoberfläche zu erhalten, wurden die Labialflächen mit Hilfe einer Poliermaschine (Metaserv Grinder-Polisher, Bühler, Düsseldorf, Deutschland) und Schleifpapier (Waterproof Silicon Carbide Paper, Struers, Willich, Deutschland) der Körnung 800 unter Wasserkühlung beschliffen. Die Umdrehungszahl der Poliermaschine war auf 300 U/min eingestellt. Dieser Vorgang erfolgte solange bis eine 7x7 mm große plane Schmelzfläche entstand. Es wurde darauf geachtet, dass keine Dentinareale freilagen oder durchschimmerten (Abbildung 2). Exemplarisch wurden 10 zusätzlich beschliffene Zähne im Rasterelektronenmikroskop (XL 30 CP, Philips, Eindhoven, Niederlande) untersucht und eine Restschmelzstärke von mindestens 365 µm bestätigt. Nach abgeschlossener Vorbehandlung erfolgte die randomisierte Einteilung der bovinen Prüfkörper in neun Versuchsgruppen mit jeweils 40 Zähnen. Die vorbereiteten Proben der Versuchsreihen 3 bis 7 wurden bis auf den standardisierten bukkalen Bereich mit säureresistentem Lack (Express Finish, Maybelline, Paris, Frankreich) gleichmäßig abgedeckt. Für die Versuchsreihen 8 und 9 musste die standardisierte Schmelzfläche in einen gesunden und einen demineralisierten Bereich unterteilt werden. Dazu wurde Klebeband (Crystal clear, tesa®, Hamburg, Deutschland) so platziert, dass das linke Segment der normierten Schmelzfläche mit dem Tape bedeckt war und der Rand mittig in inzisal-zervikaler Richtung verlief. Anschließend wurde der Lack in gleichmäßig dünner Schicht auf das rechte Segment aufgetragen. Nach vollständiger Trocknung des Lackes wurde das Klebeband vorsichtig entfernt, die Lackkante kontrolliert und gegebenenfalls gesäubert. Somit entstand labial eine quadratische Fläche, deren rechte Hälfte mit Lack bedeckt war. Der Lack schützte diesen Bereich vor dem Säureangriff der Demineralisationslösung. Bis zu Versuchsende lagerten die Proben in Aqua dest..

### **2.2.2 Demineralisation**

Um künstliche White-Spot-Läsionen zu erzeugen, wurden die Proben der Versuchsgruppen 3 bis 9 einer demineralisierenden Lösung ausgesetzt (Zusammensetzung Tabelle 7). Durch die hohe Anzahl der Proben wurden insgesamt 20 Liter benötigt. Die Prüfkörper lagerten bei 37 °C (in einer verschlossenen Kunststoffbox) in einem Brutschrank (B5060 EK/CO<sub>2</sub>, Heraeus, Hanau, Deutschland). Der pH-Wert der Demineralisationslösung wurde auf 4,95 eingestellt und täglich mit einem pH-Meter (Mikroprozessor pH 537, WTW Weilheim i. OB, Deutschland) überprüft. In dem Falle einer Abweichung von dem Sollwert pH=4,95 wurde der pH-Wert durch Zugabe von Salzsäure (Th. Geyer, Renningen, Deutschland) nach unten

und mit Kaliumhydroxid (10 M Roth, Karlsruhe, Deutschland) nach oben korrigiert. So konnte während der Demineralisationsphase ein konstanter pH-Wert von 4,95 aufrechterhalten werden.

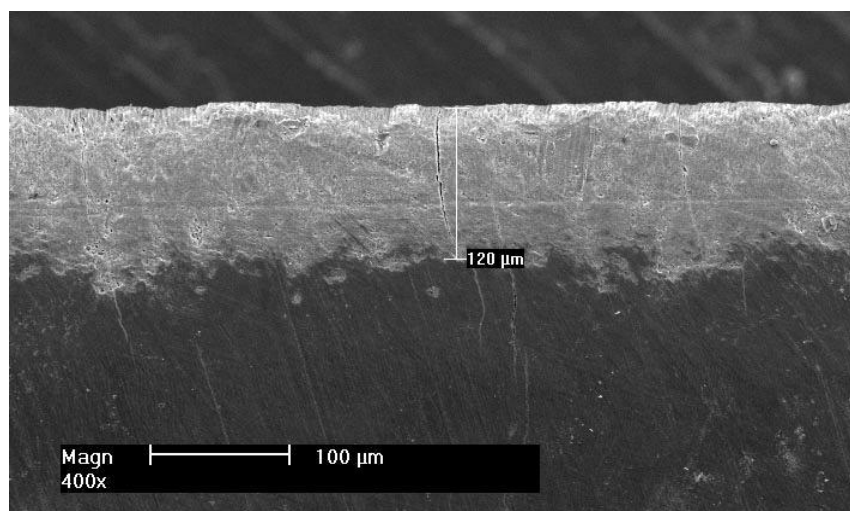
Menge	Inhaltsstoff	Konzentration
2,205 g	Kalziumdichlorid-2-hydrat ( $\text{CaCl}_2 \cdot 2 \text{H}_2\text{O}$ )	3 mM
2,041 g	Kaliumdihydrogenphosphat ( $\text{KH}_2\text{PO}_4$ )	3 mM
15,01 ml	Essigsäure ( $\text{CH}_3\text{COOH}$ ) 100 %	50 mM
ca. 23 ml	Kaliumhydroxid (KOH) 10M*	ad pH 5
5,3 mg	Methylendiphosphonsäure (MHDP)**	6 $\mu\text{M}$
ad 5 l	Aqua dest.	

**Tabelle 7: Zusammensetzung der Demineralisationslösung (Buskes et al. 1985).**

\* KOH 10 M 56,11mg KOH auf 100ml Aqua dest.

\*\* MHDP Stammlösung: 52,8mg MHDP auf 100ml Aqua dest.

Ein Austausch der Demineralisationslösung fand nach sieben Tagen statt. Die Kontrolle der Demineralisation erfolgte nach 12, 14, 16 und 18 Tagen durch Entnahme von zusätzlich eingelegten Schmelzproben. Die Demineralisationstiefe wurde mit Hilfe eines Raster-elektronenmikroskops (XL 30 CP, Philips, Eindhoven, Niederlande) ermittelt (Abbildung 3).



**Abbildung 3: REM-Aufnahme zur Kontrolle der Demineralisationstiefe (REM 400-fach).**

Nach 18 Tagen war die angestrebte Läsionstiefe von durchschnittlich 120 µm erreicht. Alle Versuchsproben wurden der Lösung entnommen, gründlich mit Aqua dest. gespült und der säureresistente Lack vorsichtig mit Skalpell und Druckluft entfernt.

### **2.2.3 Klebeprozess**

Die Bracketapplikation erfolgte in allen Gruppen identisch. Das Bracket wurde mit Transbond™ XT Adhäsiv beschichtet und mit einer Klemmpinzette (Dentaurum, Ispringen, Deutschland) auf das plane Schmelzsegment positioniert. Um eine einheitliche Komposit-schichtdicke zu erhalten, wurde das Bracket vertikal zwischen den Flügeln mit einer Federwaage für drei Sekunden mit 300 g belastet (Kontaktor, Cech, Neckartenzlingen, Deutschland). Grobe Kompositüberschüsse wurden mit einem Scaler entfernt. Es wurde streng darauf geachtet, dass keine Positionsänderung des Brackets stattfand. Abschließend erfolgte die Polymerisation des Komposits mit der LED-Lampe. Um eine gleichmäßige Polymerisation zu gewährleisten, wurde approximal für jeweils 10 Sekunden in einem Abstand von 5 mm lichtgehärtet. Nach Bracketapplikation lagerten die Prüfkörper bei Raumtemperatur für 24 Stunden in Aqua dest..

### **2.2.4 Vorbehandlung der Prüfkörper**

Jede später zu beklebende Schmelzfläche erhielt unmittelbar vor der Weiterbehandlung eine Politur mit fluoridfreier Polierpaste (Klint, Voco, Cuxhaven, Deutschland) für 5 Sekunden bei 5000 U/min. Anschließend wurden Rückstände der Polierpaste mit Aqua dest. ab gespült und der Prüfkörper mit Luft getrocknet. Die Schmelzvorbereitung wird im Folgenden für jede Versuchsreihe beschrieben. Tabelle 8 zeigt eine Übersicht über den Versuchsaufbau.

360 Rinderzähne									
Versuchsgruppen n=40									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9
<b>Demineralisation 18 Tage</b>	---	---	x	x	x	x	x	distal	distal
<b>Infiltration</b>	---	---	---	---	x	x	x	distal	distal
<b>7500 Thermozyklen</b>	---	---	---	---	---	---	x	---	---
<b>Phosphorsäure 30 sec</b>	x	x	x	x	---	---	x	mesial	mesial
<b>Haftvermittler</b>	x	---	x	---	---	x	x	mesial	mesial und distal
<b>Bracket</b>	x	x	x	x	x	x	x	x	x

**Tabelle 8: Versuchsdesign.**

Die mit x markierten Vorgänge wurden in der jeweiligen Versuchsreihe in der angegebenen Reihenfolge durchgeführt.

- **Gruppe 1**

Gruppe 1 diente als Kontrollgruppe. Die Bracketapplikation erfolgte konventionell nach vorhergehender Phosphorsäureätzung und Auftragen des Adhäsivsystems Transbond™ XT (2.1.4. und 2.1.5). Die Positionierung der Brackets und Polymerisation des Komposits wurde gemäß Punkt 2.2.3 ausgeführt.

- **Gruppe 2**

In dieser Testreihe wurde auf Transbond™ XT Primer verzichtet. Die Schmelzkonditionierung erfolgte für 30 Sekunden mit Phosphorsäure. Nach Absprühen der Säure und Trocknung der Labialfläche wurde das Bracket, wie in Abschnitt 2.2.3. beschrieben, befestigt.

- **Gruppe 3**

Auf die demineralisierten Bukkalflächen wurde das Phosphorsäuregel appliziert und nach der vorgegebenen Einwirkzeit zehn Sekunden lang mit Wasserspray aus der Multifunktions-spritze abgespült und mit Luft getrocknet. Transbond™ XT Primer wurde mit Hilfe eines Pinsels für drei Sekunden leicht einmassiert und mit einem ölfreien Luftstrom verblasen. Abschließend erfolgten Bracketapplikation und Polymerisation wie unter Punkt 2.2.3 erläutert.

- **Gruppe 4**

In Gruppe 4 wurden die Brackets direkt nach Säureapplikation auf die demineralisierten Zahnflächen geklebt. Auf die Verwendung von Transbond™ XT Primer wurde verzichtet. Schon während der Beklebung konnte ein spontanes Versagen des Haftverbundes von Schmelz und Bracket beobachtet werden. Nach Reevaluation der Methodik und Überprüfung der verwendeten Materialien wurden erneut zehn Proben beklebt. Ein Teil dieser Brackets löste sich erneut. Der Haftverbund erwies sich als so schwach, dass er mit einer zahnärztlichen Pinzette und geringem Kraftaufwand gelöst werden konnte. Nach 20 Proben wurde die Versuchsreihe vorzeitig eingestellt. Es konnten keine Haftwerte gemessen werden.

- **Gruppe 5**

Die Behandlung in Gruppe 5 startete mit der Infiltration. Dazu wurden die getrockneten demineralisierten Zahnflächen zunächst mit der Salzsäure Icon®-Etch für zwei Minuten geätzt (Vorgehen wie in 2.1.6. beschrieben). Nach Absprühen der Säure und Trocknung mit Icon®-Dry wurde der Infiltrant appliziert und nach drei Minuten Einwirkzeit für 40 Sekunden lichtgehärtet. Die Infiltration wurde durch erneutes Auftragen des Infiltranten, Einwirkzeit eine Minute, und 40 Sekunden Lichthärtung abgeschlossen. Gleich im Anschluss folgte die Bracketbefestigung wie in Abschnitt 2.2.3 beschrieben.

- **Gruppe 6**

Die Behandlung der künstlich erzeugten White-Spot-Läsionen erfolgte analog dem in Gruppe 5 beschriebenen Vorgehen. Anschließend wurde der infiltrierte Bereich mit einem konventionellen Haftvermittler benetzt.



Der Transbond™ XT Primer wurde für drei Sekunden leicht einmassiert und zu einem dünnen Film verblasen. Das Bracket wurde, wie unter Punkt 2.2.3 beschrieben, mit Komposit beschichtet und durch Lichthärtung fixiert.

- **Gruppe 7**

Die demineralisierten Flächen der Versuchsgruppe 7 wurden, entsprechend den Versuchsgruppen 5 und 6, mit dem Kariesinfiltranten Icon® behandelt. Um einen künstlichen Alterungsprozess der infiltrierten Schmelzflächen zu simulieren, wurden alle Prüfkörper nach der Kariesinfiltration einem Thermocycling unterzogen. Hierzu diente ein Thermowechselbad (Willytec Typ V 2,8, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland), das mit zwei Tauchbädern, 5 °C und 55 °C (Firma Haake, Karlsruhe, Deutschland) und einem Schwenkarm ausgestattet ist. Jeweils 10 Zähne wurden zusammen in einen Gazebeutel verpackt und in ein Metallkorbchen gelegt. Der Schwenkarm tauchte den Korb abwechseln 30 Sekunden lang in die unterschiedlich temperierten Tauchbäder. Die Abtropfzeit betrug fünf Sekunden. Nach 7500 Zyklen endete die Temperaturbelastung in dem Wärmebad. Nach dem Thermocycling wurde der Prüfkörper mit sanftem Luftstrom getrocknet und die labiale Schmelzfläche mit 37 %iger Phosphorsäure konditioniert. Nach Absprühen der Säure und Trocknung mit ölfreier Luft wurde Transbond™ XT Primer für drei Sekunden leicht einmassiert, verblasen und das Bracket, wie in Abschnitt 2.2.3 beschrieben, geklebt.

- **Gruppe 8**

Die labialen Schmelzflächen der Gruppen 8 und 9 teilten sich in einen demineralisierten und einen gesunden Bereich. Damit auch nach der Infiltration die genaue Abgrenzung erkennbar blieb, wurden zwei Referenzpunkte benötigt. Mit Hilfe eines dünnen flammenförmigen Diamantes wurde jeweils inzisal und zervikal eine schmale Einkerbung geschaffen. Um nur die demineralisierte Fläche zu infiltrieren, wurde Klebeband (Crystal clear, tesa®, Hamburg, Deutschland) verwendet. Das Klebeband wurde so positioniert, dass es den gesunden Bereich bedeckte. Diese Abgrenzung war aufgrund des makroskopisch kreidig weißen Aussehens der demineralisierten Zone gut durchführbar. Anschließend erfolgte die Ätzung der demineralisierten Fläche mit Icon®-Etch. Es wurde bei jedem Arbeitsschritt streng darauf geachtet, dass der gesunde Bereich vor der Kontamination mit Säureresten und anderen Rückständen der Infiltrationstherapie geschützt blieb.

Nach Absprühen der Säure und Trocknung des Läsionskörpers mittels Icon®-Dry wurde das Klebeband ausgetauscht. Anschließend erfolgte die Behandlung des konditionierten demineralisierten Bereiches mit dem Infiltranten nach Herstellerangaben gemäß Punkt 2.1.6. Nach abschließender Lichthärtung wurde der Klebestreifen entfernt.

Um nur die gesunde Fläche klassisch zu konditionieren, wurde daraufhin das infiltrierte Segment abgeklebt und der gesunde Bereich mit Phosphorsäure benetzt. Nach Trocknung wurde der Klebestreifen erneut ausgetauscht, Transbond™ XT Primer einmassiert und verblasen. Das Tape wurde entfernt und das Bracket so positioniert, dass die Bracketbasis zu gleichen Teilen auf dem demineralisierten, infiltrierte Bereich und dem gesunden, klassisch konditionierten Bereich klebte. Anpressdruck des Brackets und Polymerisation erfolgten wie in Punkt 2.2.3. beschrieben.

- **Gruppe 9**

Die Vorbehandlung erfolgte bis zur Phosphorsäureätzung des gesunden Bereiches analog dem für Gruppe 8 beschriebenen Vorgehen. Nach Infiltration des demineralisierten Segmentes und Ätzung des gesunden Segmentes wurde Transbond™ XT Primer über die gesamte bukkale Schmelzoberfläche aufgetragen. Die Bracketbasisfläche wurde zu gleichen Teilen auf die unterschiedlich vorbehandelten Schmelzflächen positioniert und gemäß dem Vorgehen 2.2.3. geklebt.

### **2.2.5 Einbetten der Prüfkörper**

Die Zähne wurden mit einer speziell konstruierten Positionierungshilfe in schnellhärtenden kaltpolymerisierenden Kunststoff (Technovit 4000, Heraeus, Hanau, Deutschland) eingebettet. Ziel war es, dass der in der Prüfmaschine montierte Abscherstempel die Kraft einheitlich, parallel und in dem gleichen Winkel auf die Brackets überträgt. Die speziell für diese Versuchsreihen hergestellte Einbettvorrichtung bestand aus einer aufgehängten Schiene und einer wiederverwendbaren Einbettform aus eloxiertem Aluminium mit den Außenmaßen 8 cm Länge, 2,5 cm Breite und 2,5 cm Höhe (Abbildung 4). Es wurden pro Vorgang vier Zähne eingebettet. Dazu wurden die Brackets mit den anhängenden Zähnen in die Schiene einligiert, sanft manuell angedrückt und mit Hilfe von fünf Schrauben fixiert.

Um eventuelle Positionsänderungen durch unterschiedlich auftreffende Kräfte an der durchlaufenden Schiene zu verhindern, musste jedes Bracket einzeln befestigt werden. Indem die Schiene an fünf Punkten bis kurz hinter den Schrauben mit einer Säge aufgetrennt wurde, konnte eine separate Befestigung der einzelnen Prüfkörper ermöglicht werden.



**Abbildung 4: Darstellung der Positionierungshilfe.**  
**Von links: Übersichtsaufnahme mit aufgestellter Einbettform, Nahaufnahme der Schiene, einligierte Zähne vor der Einbettung.**

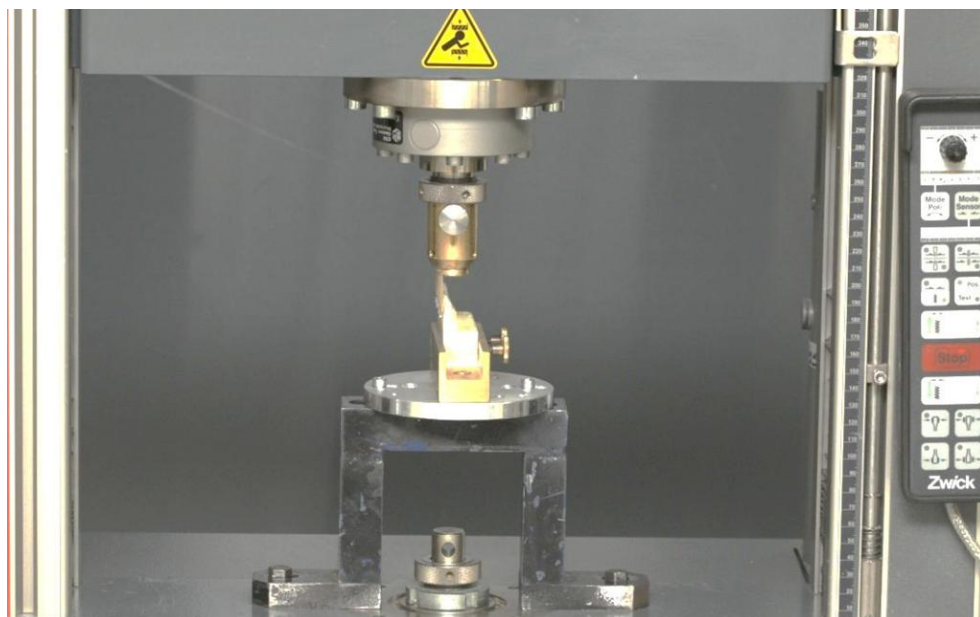
Um den Einbettblock später wieder leicht entfernen zu können, wurden die Metallinnenflächen mit Vaseline (Balea, Karlsruhe, Deutschland) bestrichen. Diese Isolierschicht verhinderte einen dauerhaften Verbund von Metall und Einbettmasse. Die beiden Seiten der Einbettform wurden mit passenden Plastikeinsätzen verschlossen und anschließend unter die fixierten Zähne platziert. Um ein seitliches Abfließen der Einbettmasse durch die kleinen Fugen zwischen Metallform und Plastikeinsatz zu verhindern, wurden diese mit rosa Plattenwachs abgedichtet. Die rundum verschlossene Form wurde nun mit der frisch angerührten Einbettmasse aufgefüllt, bis der Prüfkörper zirka 2 mm oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze gefasst war. Nach vollständiger Aushärtung des Kaltpolymerisates wurden die Schrauben gelöst und die eingebetteten Prüfkörper konnten an der Schiene entlang entfernt werden. Der Prüfblock ließ sich mit geringem Druck aus der Einbettform entfernen. Durch die Einbettvorgänge wurden standardisierte Voraussetzungen für die Versuchsreihen geschaffen und alle Brackets in gleicher Höhe und in gleichem Winkel zur Tischebene ausgerichtet (Abbildung 5). Bis zu den Scher-Abschäl-Versuchen lagerten die eingebetteten Prüfkörper bei Zimmertemperatur in Aqua dest..



**Abbildung 5: Seitenansicht der eingebetteten Prüfkörper.**

### **2.2.6 Messung der Scher-Abschäl-Festigkeit**

Die Scher-Abschäl-Versuche wurden mit einer Universalprüfmaschine (Zwick Z010 Roell, Ulm) durchgeführt (Abbildung 6). Über einen an dieser Versuchsmaschine angeschlossenen PC wurden die Daten mit der Prüfsoftware testXpert® II (Zwick, Roell, Ulm, Deutschland) registriert und verarbeitet. Eine Schraubzwinde mit den entsprechenden Maßen der Einbettform diente zur Aufnahme des Einbettblockes (Abbildung 7). Diese war auf einer beweglichen Metallplatte montiert. Der Prüfkörperblock wurde eingespannt und mit zwei Feststellschrauben fixiert (Abbildung 8).



**Abbildung 6: Abschervorrichtung mit eingespanntem Prüfkörper.**

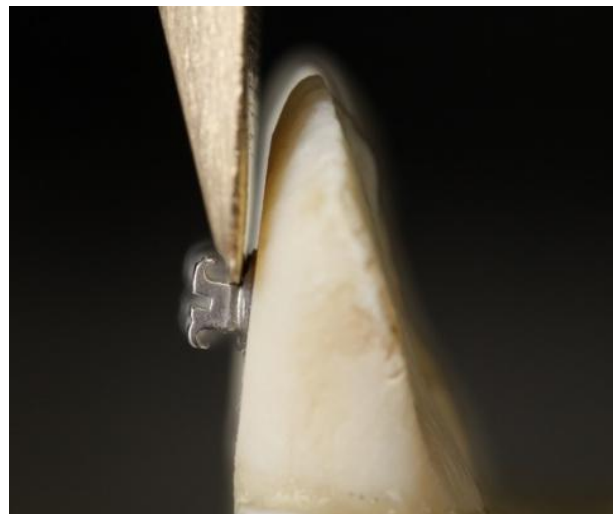


**Abbildung 7: Schraubzwinde zur Aufnahme des Einbettblockes und Scherstempel.**



**Abbildung 8: Eingespannte Prüfkörper vor der Haftkraftmessung.**

Jeder Prüfkörper wurde so ausgerichtet, dass der Abscherstempel mittig in mesiodistaler Richtung und parallel zur Bracketbasis ansetzt. Die Scherkraft erfolgte in okklusogingivaler Richtung. Dabei wurde ein basisnaher Kraftansatz angestrebt (Abbildung 9).



**Abbildung 9: Der Scherstempel belastet das Bracket basisnah im rechten Winkel.**

Durch den Einbettvorgang war für alle Prüfkörper der Versuchsreihen eine einheitliche Höhe und Parallelität gegeben. Geringe Abweichungen in der Horizontalebene konnten durch den beweglichen Metallteller ausgeglichen werden. Um diese genaue Position des Abscherstempels zu ermöglichen, wurde die Spitze des Stempels modifiziert und auf 0,65 mm Schichtstärke umgearbeitet.

Die Kraftübertragung durch den Scherstempel erfolgte stoßfrei mit einer Vorlast von 2 Newton und gleichbleibender Geschwindigkeit von 1 mm/min. Bei der Vorschubbewegung kam es zu einem stetigen Kraftanstieg, der zum Lösen des Verbundes von Zahn und Bracket führte. Die maximale Kraft im Moment des Haftverbundbruches wurde in Newton aufgezeichnet. Anschließend wurde jeder Prüfkörper beschriftet und das zugehörige Bracket in einen separaten wiederverschließbaren Druckverschlussbeutel verpackt und gekennzeichnet. Um die gemessenen Ergebnisse mit denen anderer Studien vergleichen zu können, wurde die registrierte Kraft in Bezug zur retentiven Fläche (12,91 mm<sup>2</sup>) des Brackets gesetzt. Dieses erfolgte nach folgender Formel:

$$\frac{\text{Maximalkraft [N]}}{\text{Bracketbasisfläche [mm}^2\text{]}} = \text{Haftverbundfestigkeit [MPa]}$$

### **2.2.7 Oberflächenbeurteilung**

Im Anschluss an die Scher-Abschäl-Messungen wurden die Schmelzoberflächen und die Bracketbasen bei 20-facher Vergrößerung untersucht. Dieses diente zur Ermittlung des verbliebenen Restadhäsives. Es wurde jede zu prüfende Oberfläche mit einer an einem Makroskop M420 (Wild, Heerburg, Schweiz) angeschlossenen Digitalkamera EOS 60D fotografisch dokumentiert. Um die Klebereste genau ermitteln zu können, wurden die Bilder in das Bildbearbeitungsprogramm Adobe® Photoshop® CS4 übertragen. Zur software-unterstützten Vermessung erfolgte zunächst eine Kalibrierung. Dazu wurde eine Probe mit bekannter Länge aufgenommen und alle zu vermessenden Bilder auf einen Abbildungsmaßstab von 776 Pixel pro 2 mm eingestellt. Alle Kompositrückstände wurden mit dem in Photoshop® integrierten Lasso-Werkzeug vermessen, die Fläche des Restadhäsives von der Software ermittelt und rot markiert in einer zweiten Ebene abgespeichert. So konnte die gemessene Fläche reproduzierbar dargestellt werden ohne das Originalbild zu verändern. Die ermittelten Werte wurden ins Verhältnis zur gesamten Bracketunterseite gesetzt und in prozentuale Flächenanteile umgerechnet. Die Beurteilung erfolgte nach dem Adhesive Remnant Index. Der ARI wurde 1984 von Artun und Bergland eingeführt und beschreibt die verbliebene Menge an Komposit auf der Schmelzoberfläche nach der Scherprüfung [6]. Weiterführend wurde der modifizierte Adhesive Remnant Index herangezogen (ARI mod), der zusätzlich vorhandene Schmelzdefekte in die Beurteilung mit einbezieht.

Bei bestehendem Verdacht auf Schmelzdefekte wurden die Versuchszähne darüber hinaus mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops Philips XL 30 (Philips, Eindhoven, Niederlande) begutachtet. Die Unterteilungen von Ari und ARI mod sind in Tabelle 9 dargestellt.

ARI	Kriterien	ARI mod
0	0 % Adhäsiv auf dem Zahn	0
1	< 50 % Adhäsiv auf dem Zahn	1
2	> 50 % Adhäsiv auf dem Zahn	2
3	100 % Adhäsiv auf dem Zahn mit deutlichen Impressionen der Bracketbasis	3
-	Schmelzdefekt	4

**Tabelle 9: Unterteilung von ARI und ARI mod.**

In der vorliegenden Arbeit wurden Metallbrackets mit retentiver Netzbasis genutzt. Bei der Bewertung der Adhäsivrückstände wurden die Kompositreste, die sich in den Maschen der Bracketbasis befanden, nicht mit beurteilt. Sofern auf dem Schmelz die vollständige Fläche der Bracketbasis in Komposit gemessen wurde und deutliche Impressionen aufwies, wurde der ARI-Wert 3 zugeteilt.

### 2.2.8 Statistische Analyse

Alle Datensätze wurden erfasst und in das Tabellenkalkulationsprogramm (Microsoft Excel 2007) übertragen. Die statistische Auswertung wurde mittels SPSS® Statistics Version 20.0 (IBM, New York, USA) durchgeführt und tabellarisch und grafisch dargestellt. In dem ersten Schritt wurden die ermittelten Haftwerte der Versuchsgruppen mit dem Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest auf Normalverteilung überprüft. Anschließend wurden Mittelwerte, Mediane und Standardabweichungen für jede Messreihe berechnet. Zur Analyse der Varianzen auf Homogenität kam der Levene-Test zur Anwendung. Es folgte im zweiten Schritt die Signifikanzanalyse mit der einfaktoriellen ANOVA (Analysis of Variance) und dem Scheffé-Test, einem verifizierenden Gruppenvergleich. Die Irrtumswahrscheinlichkeit gibt an, mit welcher Wahrscheinlichkeit ein Ergebnis zufällig auftritt oder signifikant für die Grundgesamtheit angesehen werden kann. In dieser Studie wurde das Signifikanzniveau für alle Tests auf 5 % festgelegt.

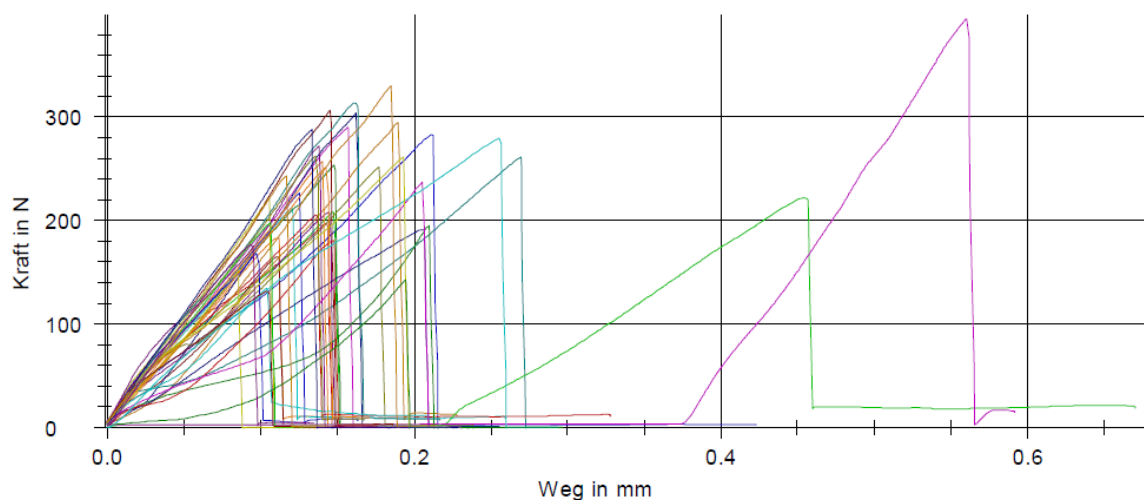
### 3 Ergebnisse

Für die Auswertung der Scher-Abschäl-Versuche standen 315 Proben zur Verfügung. Insgesamt fünf Proben der vollständig durchgeführten Versuchsreihen wurden als übermäßige Ausreißer deklariert und aus der statistischen Auswertung ausgeschlossen. Auch die vorzeitig eingestellte Versuchsreihe wurde aus der statistischen Auswertung ausgeschlossen.

Für die Versuchsreihen wurden folgende Parameter untersucht:

1. Scher-Abschäl-Festigkeit
2. ARI
3. Ari mod.

Die statistisch ermittelten Ergebnisse werden tabellarisch und grafisch dargestellt. Die grafische Darstellung der Haftwerte erfolgt anhand eines Box-Whisker-Plot-Diagrammes. Das Diagramm zeigt Maximal- und Minimalwert, den Median und das 25 % und 75 % Perzentil. Die Whisker stellen den Bereich dar, der zwischen dem 5. und 95. Perzentil liegt. Die prozentuale Verteilung der ARI-Werte wird durch Balkendiagramme grafisch wiedergegeben. Zunächst sei beispielhaft ein von der Prüfmaschine aufgezeichnetes Kraft-Weg-Diagramm dargestellt (Abbildung 10). Der Weg, den der Scherstempel zurücklegte (x-Achse), wurde gegen die auf das Bracket auftretende Kraft (y-Achse) aufgetragen. Die Bruchkraft wurde erreicht, wenn der Anstieg der Kraftänderungskurve schlagartig endete.



**Abbildung 10: Von der Prüfmaschine dokumentiertes Kraft-Weg-Diagramm für 40 Prüfkörper am Beispiel der Kontrollgruppe.**



Die vollständig durchgeführten Versuchsreihen der Gruppen 1 bis 8 sind zur Übersicht in Tabelle 10 dargestellt. Alle folgenden Bezeichnungen beziehen sich auf diese Einteilung.

Gruppe	Versuchsbeschreibung
1	• SÄT + Transbond™ XT Primer
2	• SÄT
3	• Demineralisation + SÄT + Transbond™ XT Primer
4	• Demineralisation + Icon®
5	• Demineralisation + Icon® + Transbond™ XT Primer
6	• Demineralisation + Icon® + Thermocycling + SÄT + Transbond™ XT Primer
7	• distal Demineralisation + Icon® • mesial SÄT + Transbond™ XT Primer
8	• distal Demineralisation + Icon® + Transbond™ XT Primer • mesial SÄT + Transbond™ XT Primer

**Tabelle 10: Versuchsbeschreibung für die 8 Gruppen.**

### 3.1 Ergebnisse der Scher-Abschäl-Festigkeit

Für alle Versuchsgruppen wurden Mittelwert, Median, Minimal- und Maximalwert berechnet. Tabelle 11 zeigt eine Übersicht der Ergebnisse.

Im deskriptiven Gesamtüberblick sind Haftwerte zwischen 4,33 MPa und 32,46 MPa zu beobachten. Die Gruppe 6, in der die infiltrierten Flächen vor Bracketapplikation einem Thermocycling unterzogen wurden, zeigte mit 18,57 MPa (MW) die höchsten Scher-Abschäl-Kräfte. Mit 18,12 MPa (MW) und 17,87 MPa (MW) konnten in der Kontrollgruppe und der Gruppe 2 annähernd hohe Haftwerte erreicht werden. Der Spitzenwert von 32,46 MPa lag in der Gruppe 2, in der die Brackets auf den gesunden Schmelz, ohne Transbond™ XT Primer, geklebt wurden.

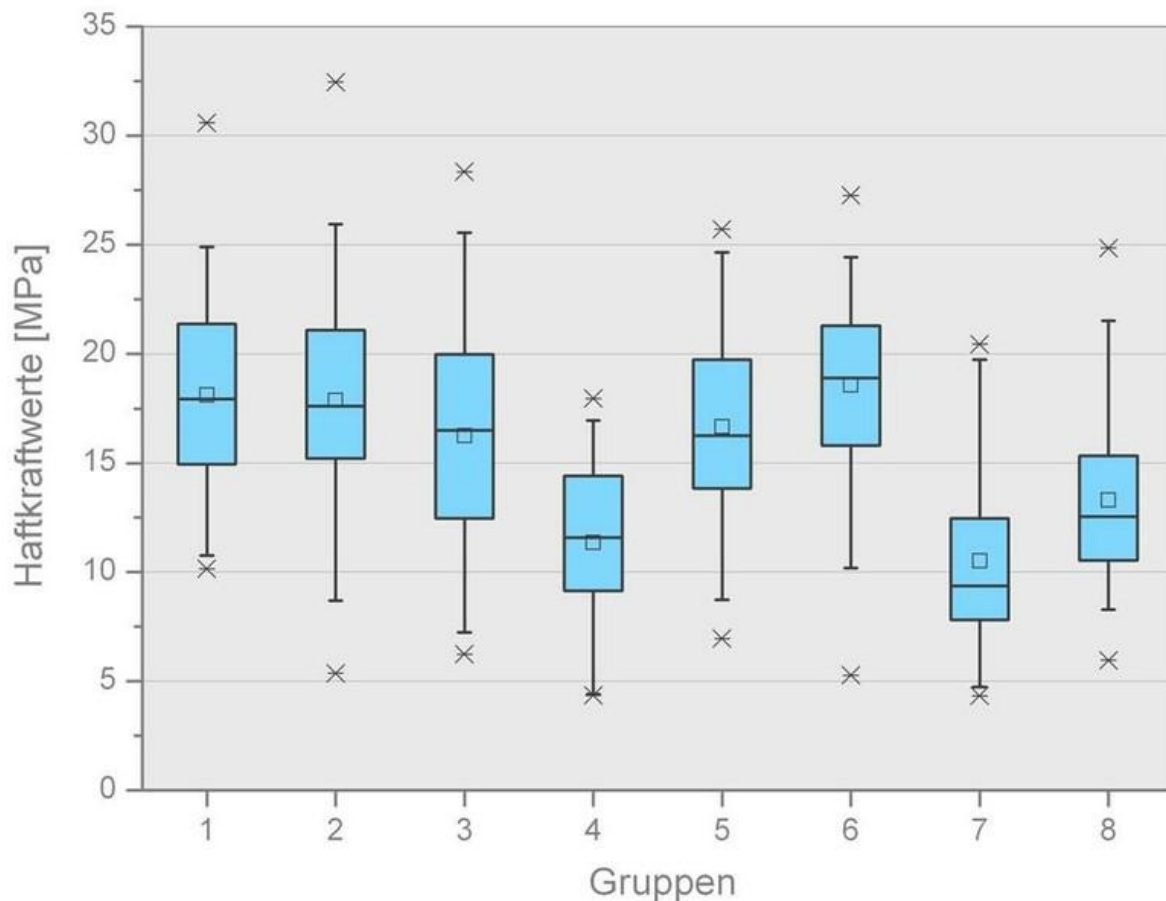
Die Haftkräfte der Versuchsgruppe 2 ergaben mit 27,09 MPa ebenfalls die größte Spannweite zwischen den Extremwerten. Die geringste Streuungsbreite der vorliegenden Versuchsgruppen wurde in der Gruppe 4 gefunden (Spannweite 13,62 MPa).

Die geringsten mittleren Haftwerte der Untersuchung wiesen Gruppe 7 (MW 10,52 MPa) und Gruppe 4 (MW 11,35 MPa) auf.

Gruppe	Anzahl	Min	Max	MW	Median	SD
1	40	10,15	30,60	18,12	17,94	4,53
2	40	5,37	32,46	17,87	17,62	5,34
3	39	6,24	28,35	16,26	16,50	5,65
4	38	4,35	17,97	11,35	11,58	3,75
5	40	6,95	25,72	16,68	16,27	4,57
6	40	5,27	27,27	18,57	18,90	4,41
7	39	4,33	20,45	10,52	9,37	4,18
8	39	5,96	24,86	13,29	12,55	4,00

**Tabelle 11: Darstellung der Scher-Abschäl-Kräfte in MPa je Gruppe. Minima (Min), Maxima (Max), Mittelwerte (MW), Mediane und Standardabweichungen (SD) wurden berechnet.**

Zur grafischen Interpretation wurden die ermittelten Ergebnisse in einem Boxplot-Diagramm dargestellt (Abbildung 11). Während die registrierten Haftwerte der Versuchsgruppen 2, 3, 5 und 6 etwas unterhalb bzw. oberhalb als die der in der Kontrollgruppe erzielten Werte liegen, ohne dass die Unterschiede statistisch signifikant sind, liegen die Haftwerte der Gruppen 4, 7 und 8 sichtbar unterhalb der in der Kontrollgruppe erzielten Haftwerte.



**Abbildung 11: Boxplot zur Darstellung der Scher-Abschäl-Festigkeiten aller Versuchsgruppen. Die äußersten Sterne kennzeichnen die Maximal- bzw. Minimalwerte. Die Linie in der Mitte stellt den Median dar. Die 25 %- und 75 % Quartile ergeben die Boxhöhe. Die oberste und unterste Quermarkierung stellen jeweils die 95 % und 5 % dar und das kleine Quadrat in der Mitte entspricht dem Mittelwert.**

Zur weiterführenden Auswertung wurden die erhobenen Daten mittels Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest auf Normalverteilung geprüft (Tabelle 13 Anhang). Auf dem 5 % Niveau konnte von einer Normalverteilung der Grundgesamtheit ausgegangen werden. Die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) deckte signifikante Unterschiede der Haftkraftmittelwerte zwischen den acht Versuchsgruppen auf ( $p < 0,001$ ). Homogene Varianzen wurden mit dem Levene-Test bestätigt (Tabelle 14 Anhang). Um zu ermitteln, zwischen welchen Versuchsgruppen sich eine signifikante Differenz der Mittelwerte befindet, folgte der multiple Gruppenvergleich mit Hilfe des Scheffé-Test (Tabelle 12).

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 5	Gruppe 6	Gruppe 7	Gruppe 8
Gruppe 1		>0,999	0,862	<0,001	0,961	>0,999	<0,001	0,003
Gruppe 2			0,933	<0,001	0,987	>0,999	<0,001	0,008
Gruppe 3				0,003	>0,999	0,662	<0,001	0,324
Gruppe 4					0,001	<0,001	0,999	0,841
Gruppe 5						0,846	<0,001	0,157
Gruppe 6							<0,001	0,001
Gruppe 7								0,420
Gruppe 8								

**Tabelle 12: Ergebnisse der Signifikanzanalyse mit dem post hoc Scheffé-Test.**  
schwarz: nicht signifikant verschieden, grün: signifikant verschieden,  
rot: hochsignifikant verschieden

Der Vergleich der einzelnen Versuchsreihen zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied der Scher-Abschäl-Festigkeit der Gruppen 4, 7 und 8 zur Kontrollgruppe (Gruppe 1).

Die Versuchsgruppen 2, 3 und 5 erzielten geringere Haftkräfte, welche aber in Bezug zur Kontrollgruppe statistisch nicht signifikant ausfallen. Ebenfalls nicht kennzeichnend ist die etwas erhöhte Haftkraft der Gruppe 6. Auffällig scheint der geringere Haftverbund der Gruppen 4 und 7. Die detaillierte Darstellung der Ergebnisse der Haftkraftmessung findet in Bezug zu den Hypothesen statt.

### 3.1.1 Ergebnis Hypothese 1

Es sollte die Frage geklärt werden, ob durch Verzicht eines Haftvermittlers die Haftkräfte beeinflusst werden.

Das Abscheren der Brackets ohne Transbond™ XT Primer (Gruppe 2) ergab mittlere Haftwerte von 17,87 MPa, die in dem Bereich der Referenzgruppe (MW 18,12 MPa) liegen und sich nicht signifikant unterscheiden ( $p > 0,05$ ). Ebenfalls kein signifikanter Unterschied ( $p > 0,05$ ) besteht im Gruppenvergleich 2 und 3. Die Testreihe, in jener der Haftverbund auf demineralisierten Schmelzflächen ohne Haftvermittler ermittelt werden sollte, brachte keine verwertbaren Ergebnisse, da sich die Brackets bereits vor den Scher-Abschäl-Versuchen von den Prüfkörpern lösten.

### **3.1.2 Ergebnis Hypothese 2**

Es sollte die Frage geklärt werden, ob auf kariesinfiltrierten Schmelzflächen ausreichende, vergleichbare oder höhere Haftwerte erzielt werden.

Die mittlere Haftfestigkeit der 100 % infiltrierten Schmelzoberflächen der Gruppen 4, 5 und 6 liegt bei 15,53 MPa, die durchschnittliche Standardabweichung bei 4,24 MPa.

In dem Gruppenvergleich zeigt Gruppe 4, in der Icon® ohne anschließende Applikation von Transbond™ XT Primer verwendet wurde, mit dem Mittelwert von 11,35 MPa die geringsten Haftkräfte. Das zusätzliche Auftragen von Transbond™ XT Primer in Gruppe 5 und Thermocycling der infiltrierten Prüfkörper in Gruppe 6 führte zu einer Erhöhung der Haftkräfte. Dieser Unterschied fällt statistisch signifikant aus. Im Vergleich zur Referenzgruppe erreichte Gruppe 4 nur etwa 62 % der Haftkraft. Zwischen den Versuchsreihen 5 (MW 16,68 MPa) und 6 (MW 18,57 MPa) ist kein signifikanter Unterschied zu erkennen ( $p > 0,05$ ).

Zu erwähnen ist, dass die Kariesinfiltration in Kombination mit Transbond™ XT Primer (MW 16,68 MPa) und das Thermocycling vor Bracketklebung der Gruppe 6 (MW 18,57 MPa) zu keiner signifikanten Minderung der Haftwerte gegenüber der Kontrollgruppe (MW 18,12 MPa) führte.

### **3.1.3 Ergebnis Hypothese 3**

Es sollte die Frage geklärt werden, ob der Kariesinfiltrant den Haftvermittler bei der adhäsiven Bracketbefestigung ersetzen kann.

Die Anwendung eines zusätzlichen Haftvermittlers auf die infiltrierten Schmelzoberflächen zeigt Einfluss auf die Haftkräfte. Mit Icon® ohne zusätzliche Applikation von Transbond™ XT Primer wurden im Mittel Haftkräfte von 11,35 MPa erzielt, in Kombination Icon® und Transbond™ XT Primer resultiert eine mittlere Haftkraft von 16,68 MPa. Dieser Unterschied fällt statistisch signifikant aus ( $p < 0,05$ ). In der Versuchsreihe 5, in der Icon® in Kombination mit Transbond™ XT Primer verwendet wurde, konnte die Verbundfestigkeit um etwa 47 % erhöht werden.

#### **3.1.4 Ergebnis Hypothese 4**

Es sollte die Frage geklärt werden, ob sich die Größe der Infiltrationsfläche auf die Haftwerte auswirkt.

Die mit der Reduzierung der Infiltrationsfläche um 50 % erreichte Scher-Abschäl-Festigkeit der Gruppe 7 lässt generell geringere Haftkräfte gegenüber allen Versuchsreihen erkennen. Dieser Unterschied fällt im Vergleich mit der Kontrollgruppe und den Versuchsgruppen 2, 3, 5 und 6 hochsignifikant aus ( $p < 0,001$ ). Die zusätzliche Applikation von Transbond™ XT Primer auf die mit Icon® behandelten Flächen in Gruppe 8 erhöht die Haftkraft gegenüber Versuchsreihe 7 um etwa 26 %. Der gemessene Mittelwert von 13,29 MPa der Gruppe 8 lässt signifikant geringere Haftwerte im Mittelwertevergleich mit der Kontrollgruppe und den Versuchsgruppen 2 und 6 erkennen.

Die Mittelwertevergleiche der Gruppen 4 mit 7 und 5 mit 8 lassen erkennen, dass eine Reduktion der Infiltrationsfläche um 50 % geringere Haftwerte zur Folge hat. Diese Differenz ist jedoch nicht signifikant.

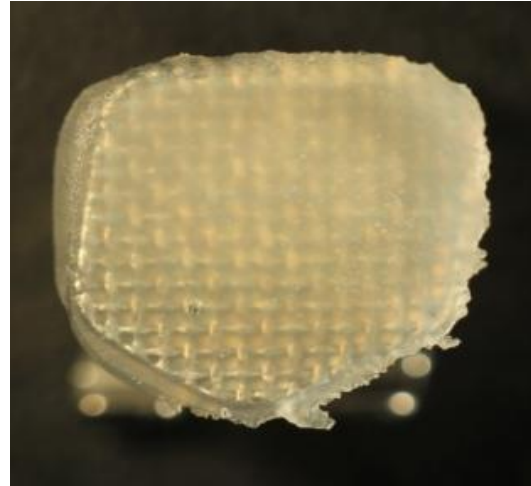
### **3.2 Ergebnisse ARI**

In der vorliegenden Arbeit wurde der Zusammenhang zwischen dem Adhesive Remnant Index (ARI) und den unterschiedlichen Schmelzvorbereitung der einzelnen Gruppen untersucht. Jeder Zahn und die zugehörige Bracketbasis wurden zunächst mittels Lichtmikroskop in 20-facher Vergrößerung fotografiert. Das Ausmessen der Adhäsivrückstände erfolgte am Computer mit dem Bildbearbeitungsprogramm Adobe® Photoshop®. Die Einteilung der Kompositrückstände erfolgte in die ARI-Grade 0 bis 3.

Die Abbildungen 12 bis 19 präsentieren Beispiele der ARI-Werte 0 bis 3 und die zugehörigen Bracketbasen mit anteiligem Restadhäsiv unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung.



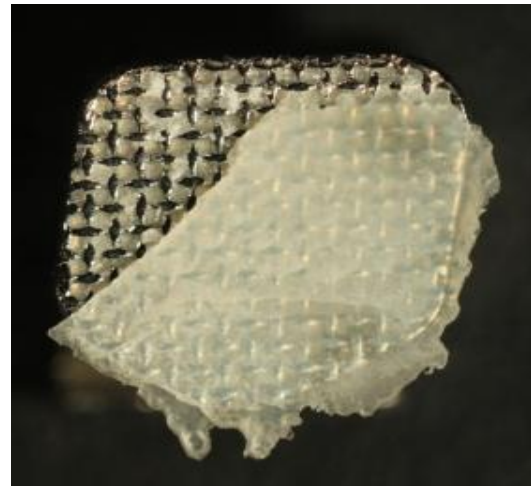
**Abbildung 12:** Beispiel für ARI Wert 0.  
Kein Restadhäsiv auf der  
Schmelzoberfläche.



**Abbildung 13:** Bracketbasis vollständig mit  
Adhäsiv bedeckt.



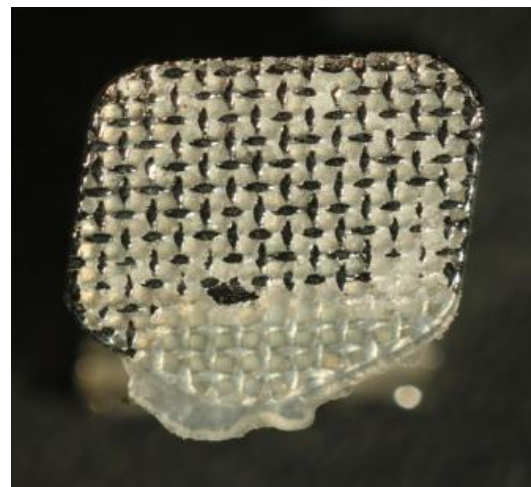
**Abbildung 14:** Beispiel für ARI-Wert 1.  
<50 % Restadhäsiv auf der  
Schmelzoberfläche.



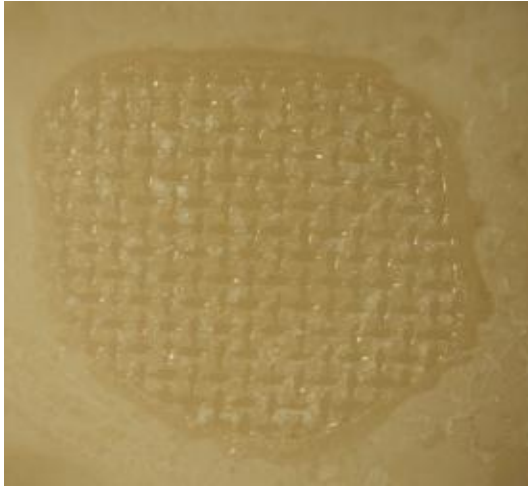
**Abbildung 15:** Bracketbasis >50 % mit Adhäsiv  
bedeckt.



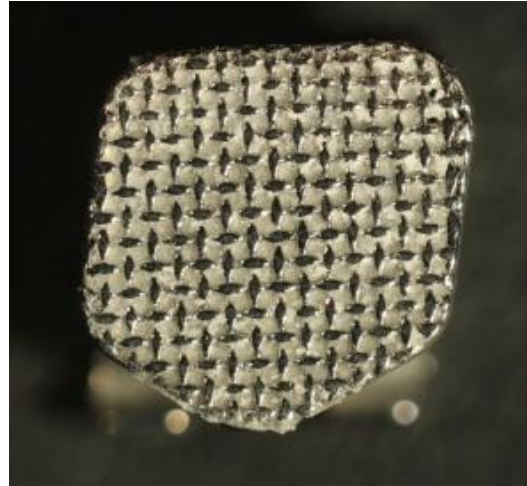
**Abbildung 16:** Beispiel für ARI-Wert 2.  
>50 % Restadhäsiv auf der  
Schmelzoberfläche.



**Abbildung 17:** Bracketbasis <50 % mit Adhäsiv  
bedeckt.



**Abbildung 18: Beispiel für ARI-Wert 3.  
100 % Restadhäsiv auf der  
Schmelzoberfläche.**



**Abbildung 19: Die Bracketbasis ist frei von  
Adhäsiv.**

Die deskriptive Betrachtung der ermittelten Werte zeigt, dass in keiner der acht Versuchsreihen ein einheitliches Frakturmuster auftrat. Die ARI-Werte 2 und 3 wurden in jeder Gruppe beobachtet. Mit über 50 % ist ARI 2 der am häufigsten gemessene Wert.

Während in der Kontrollgruppe und den Versuchsgruppen 2, 6 und 7 vorrangig mehr als 50 %, aber weniger als 100 % Restadhäsiv auf der Schmelzoberfläche zu finden ist, dominiert in den Versuchsgruppen 3, 4 und 5 der ARI-Wert 3 (100 % Restadhäsiv).

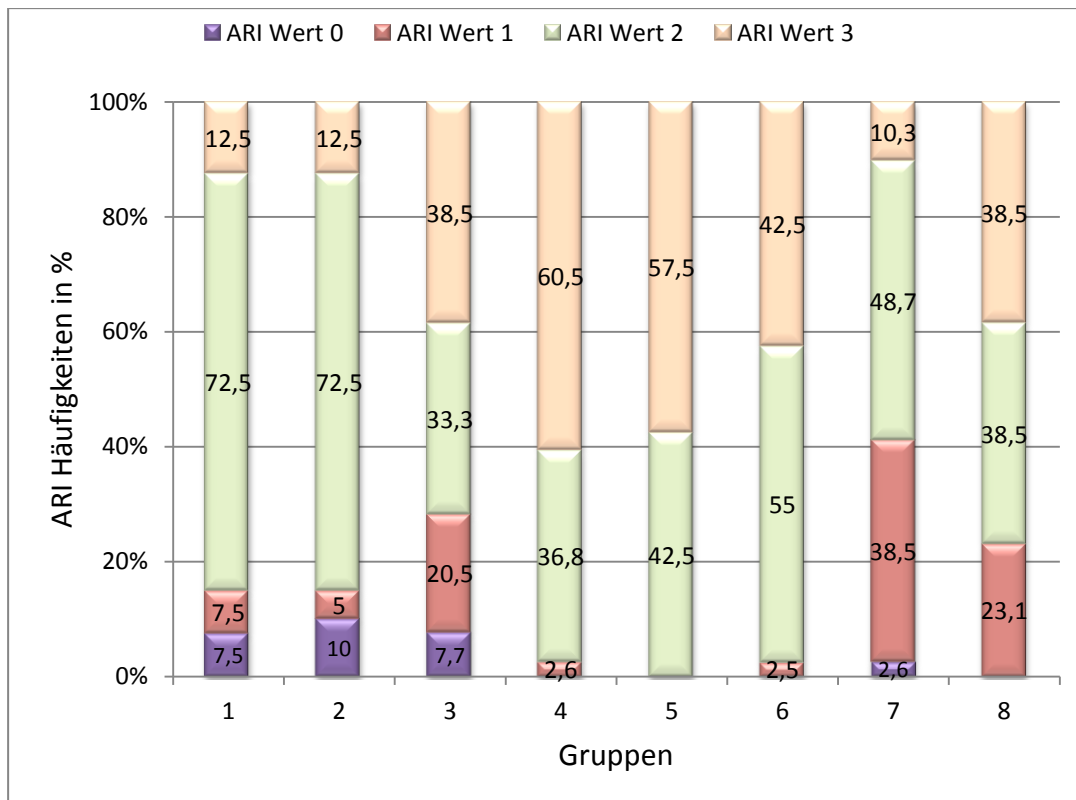
In den Versuchsgruppen 4, 5, 6 und 8 war kein Zahn frei von Komposit. Auf den mit Icon® behandelten Schmelzflächen der Gruppe 4 und den mit Icon® behandelten Schmelzflächen plus Transbond™ XT Primer der Gruppe 5 verblieb am meisten Adhäsiv zurück. Die Schmelzvorbehandlung der Gruppe 7 hinterließ am wenigsten Komposit zurück.

Auf den demineralisierten und mit Icon® behandelten Schmelzarealen der Versuchsgruppen 4, 5 und 6 verblieb im Mittel mehr Restadhäsiv.

Anzahl und prozentuale Verteilung der ARI-Werte sind in Tabelle 15 im Anhang dargestellt

Die grafische Darstellung der prozentualen Kompositrückstände in Abbildung 20 zeigt nochmal deutlich den vorherrschenden ARI-Grad 2 in der Kontrollgruppe und den Versuchsreihen 2 und 6. Auch die Dominanz des ARI-Grad 3 in Gruppe 4 und 5 ist zu erkennen.





**Abbildung 20: Prozentuale Verteilung ARI.**

Eine Normalverteilung der Gruppenwerte wurde durch den Kolmogorov-Smirnov-Test nicht bestätigt ( $p < 0,05$ ). Als nichtparametrischer Test für den globalen Gruppenvergleich wurde der Kruskal-Wallis-Test eingesetzt. Es konnte ein signifikanter Unterschied bezüglich der ermittelten Adhesive-Remnant-Index Verteilung aufgedeckt werden ( $p < 0,001$ ).

Der Schmelz-Bracket-Haftverbund der Versuchsreihe, die vorzeitig eingestellt wurde, löste sich zu hundert Prozent zwischen Schmelz und Komposit. Es verblieb das gesamte Komposit auf der Bracketbasis. Diese Versuchsreihe ist in dem Ergebnisteil nicht aufgeführt und soll hier nur erwähnt werden.

### 3.2.1 Ergebnis Hypothese 5a

Es sollte die Frage geklärt werden, ob die prätherapeutische Kariesinfiltration nach der Scher-Abschäl-Prüfung Vorteile im Bruchverlauf zeigt.

Es lässt sich erkennen, dass in den Gruppen 4, 5 und 6, in denen die gesamte Schmelzoberfläche mit Icon® behandelt wurde, prozentual mehr Komposit zurückbleibt als in den anderen Versuchsreihen.

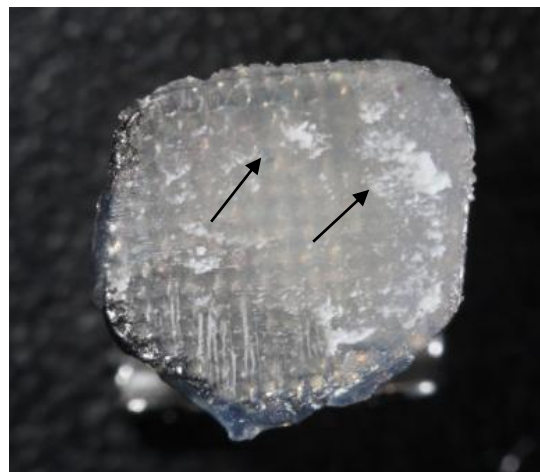
Die Reduzierung der Infiltrationsfläche um 50 % führt in beiden Vorbehandlungsvarianten im Vergleich zu den 100 % infiltrierten Schmelzoberflächen zu einer Abnahme der Adhäsivrückstände. Am meisten Restadhäsiv findet sich auf den demineralisierten und mit Icon® infiltrierten Schmelzflächen der Versuchsgruppe 4.

### 3.3 Ergebnisse ARI mod

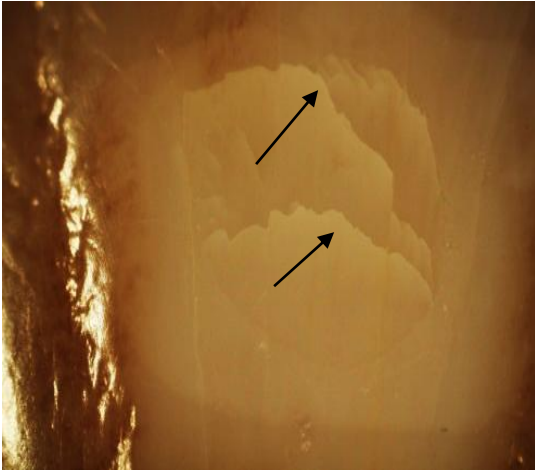
Die Unterteilung der Kompositrückstände nach ARI mod berücksichtigt, zusätzlich zu dem nach Debonding verbliebenen Restadhäsiv, auch mögliche Schmelzdefekte. In dieser Untersuchung wurden Schmelzsprünge und Schmelzausrisse zunächst mit Hilfe eines Lichtmikroskops verifiziert. Anschließend wurden Klebeflächen, die frei von Komposit erschienen, mittels Rasterelektronenmikroskop kontrolliert, da Schmelzdefekte lichtmikroskopisch häufig nur erahnt werden können. Die Abbildungen 21 und 22 zeigen exemplarisch eine Zahnoberfläche mit Schmelzdefekt. Auf dem zugehörigen Bracket sind die Schmelzauflagerungen an dem Adhäsiv deutlich zu erkennen. Abbildung 23 präsentiert Schmelzsprünge und Risse an einer abgescherten Zahnoberfläche, die häufig in der Untersuchung dokumentiert wurde.



**Abbildung 21: Beispiel für Schmelzausriss.  
Lichtmikroskop 20-fach**



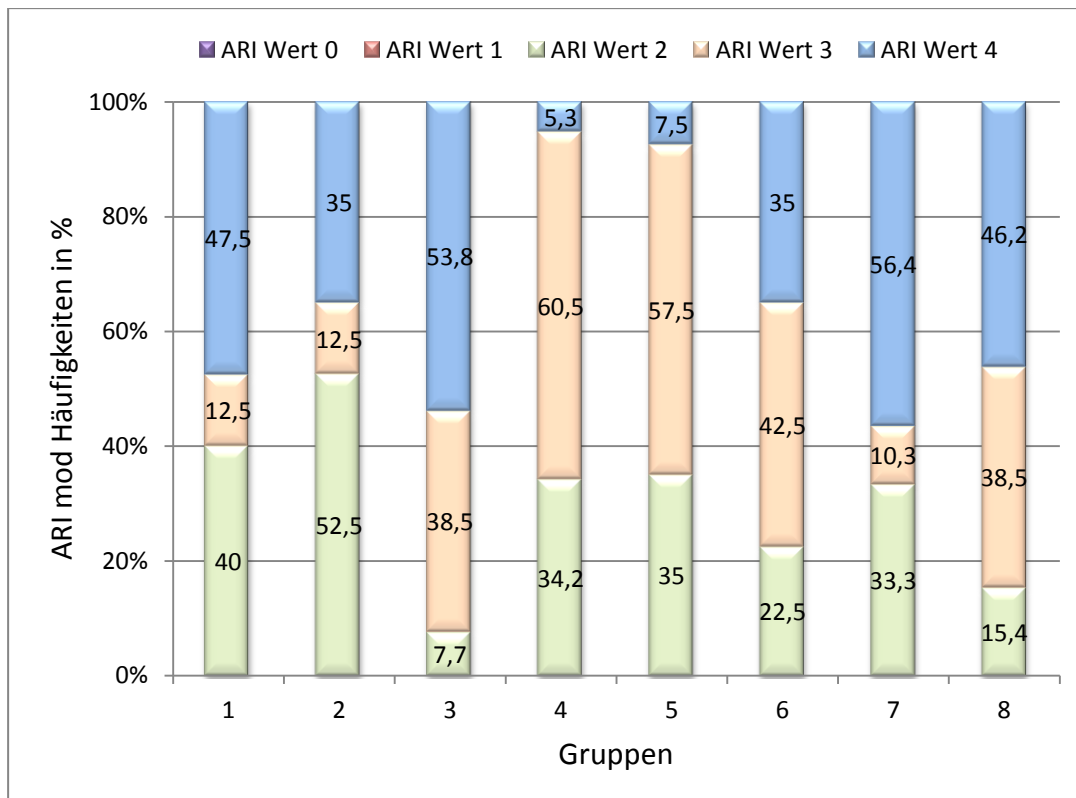
**Abbildung 22: Restadhäsiv und Schmelzanteile  
auf der Bracketbasis  
(Pfeile).  
Lichtmikroskop 20-fach**



**Abbildung 23: Beispiel für Schmelzrisse (Pfeile).  
Lichtmikroskop 20-fach**

Bei der deskriptiven Betrachtung der ARI mod Werte fällt auf, dass keine der acht Versuchsreihen nach Debonding die ARI mod Werte 0 und 1 aufweisen. In der Versuchsreihe 2, in der auf Transbond™ XT Primer verzichtet wurde, ist Ari mod 2 der vorherrschende Wert. Einen hohen Anteil von 100 % Komposit auf der Zahnoberfläche konnte auf den infiltrierten Schmelzflächen der Versuchsreihen 4 bis 6 beobachtet werden. Mit dem höchsten Wert von 60,5 %, 23 Stück von 38 Proben, findet sich ARI mod 3 bei der Anwendung von Icon® ohne Transbond™ XT Primer der Gruppe 4. Die höchste Rate an Schmelzdefekten (ARI mod 4) findet sich mit 22 Schmelzdefekten bei 39 Proben in der Testgruppe 7. Mit rund 50 % zeigen auch die Referenzreihe und die Testgruppen 3 und 8 eine hohe Rate an Schmelzausrissen und Schmelzsprüngen. Alle absoluten ARI mod Werte und Prozentzahlen sind in Tabelle 16 im Anhang aufgelistet.

Die grafische Darstellung verdeutlicht noch einmal die geringe Anzahl der Schmelzdefekte in den Versuchsreihen 4 und 5 (Abbildung 24).



**Abbildung 24: Prozentuale Verteilung ARI mod.**

Eine Normalverteilung der ermittelten ARI mod Werte wurde nicht bestätigt (Kolmogorov-Smirnov-Test,  $p < 0,05$ ). Der globale Gruppenvergleich des Kruskal-Wallis-Tests zeigt statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ( $p < 0,001$ ).

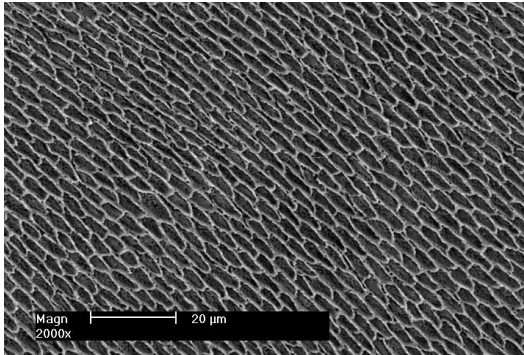
### 3.3.1 Ergebnis Hypothese 5b

Es sollte die Frage geklärt werden, ob die prätherapeutische Kariesinfiltration nach der Scher-Abschäl-Prüfung Vorteile bezüglich der Schmelzdefektrate zeigt.

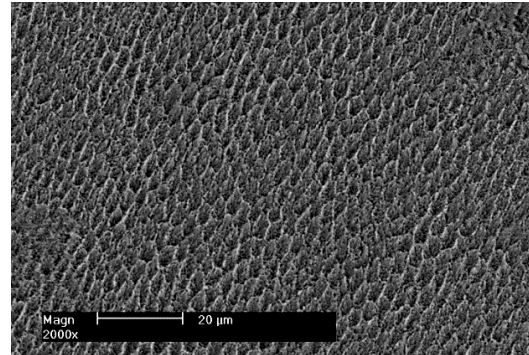
Die Versuchsreihen 4 und 5 weisen mit 5,3 % und 7,5 % die geringste Rate an Schmelzdefekten auf. Eine Reduktion der Infiltrationsfläche um 50 % führt im Vergleich zu den 100 % infiltrierten Schmelzflächen zu einem Anstieg der Schmelzdefekte. Der Vergleich der prozentualen Schmelzdefekte der Referenzreihe mit der Versuchsreihe 8 ergibt ähnliche Werte. In der Gruppe 7 wurde die höchste Anzahl an Schmelzausrissen ermittelt.

### 3.3.2 Rasterelektronenmikroskopische Darstellung der Schmelzoberflächen

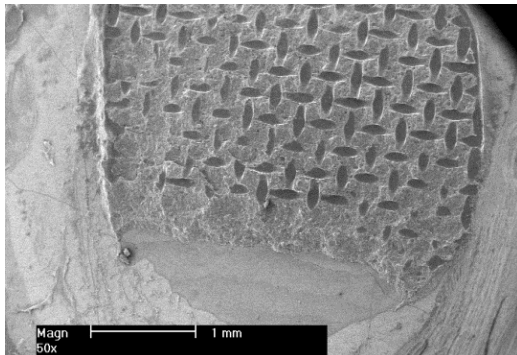
Die REM-Bilder dokumentieren die Schmelzoberfläche und die Struktureigenschaften der verwendeten Materialien sowie mögliche Schmelzausrisse, die lichtmikroskopisch nur verdachtsweise erkannt werden konnten (Abbildungen 25 bis 40).



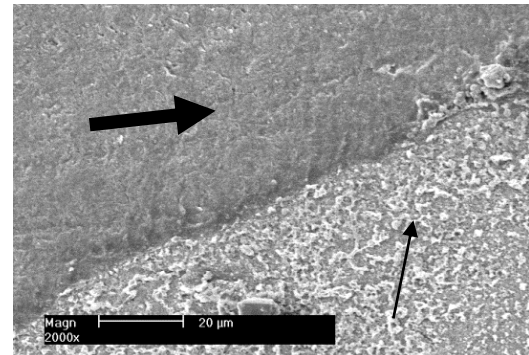
**Abbildung 25:** Darstellung der Zahnoberfläche nach 30 Sekunden Phosphorsäureätzung. REM 2000-fach



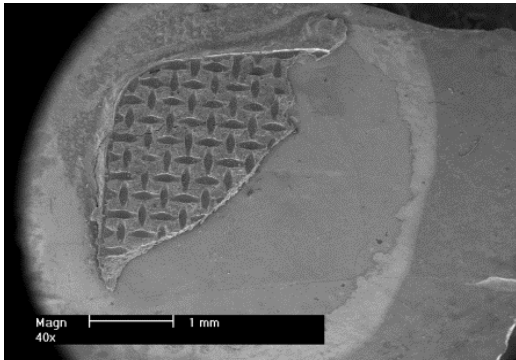
**Abbildung 26:** Darstellung der Zahnoberfläche nach zwei Minuten Salzsäureätzung. REM 2000-fach



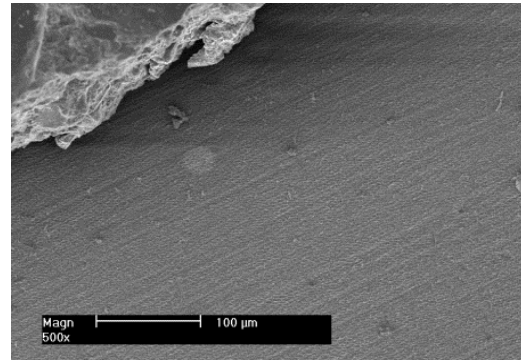
**Abbildung 27:** Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung (Kontrollgruppe). REM 50-fach



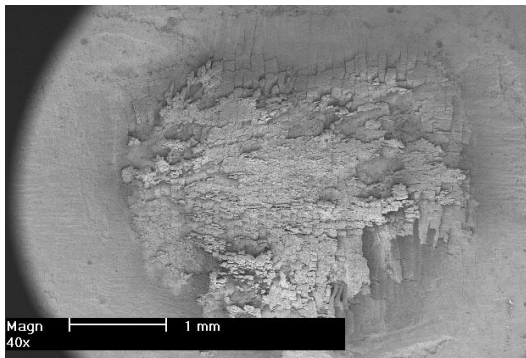
**Abbildung 28:** Vergrößerung der Abbildung 27. Darstellung des Überganges zwischen Schmelz (dünner Pfeil) und Adhäsienschicht (dicker Pfeil). REM 2000-fach



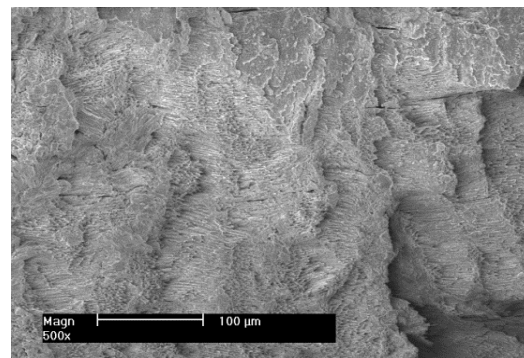
**Abbildung 29:** Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung (Gruppe 2).  
REM 40-fach



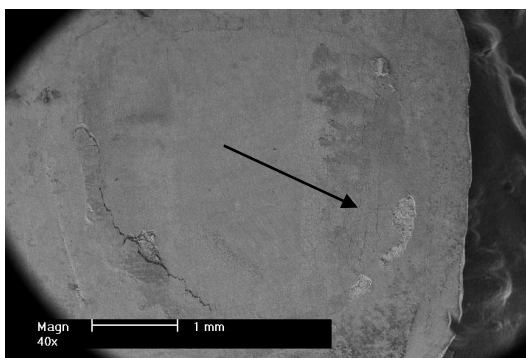
**Abbildung 30:** Vergrößerung der Abbildung 29. Darstellung des Überganges zwischen Schmelz und Komposit. REM 500-fach



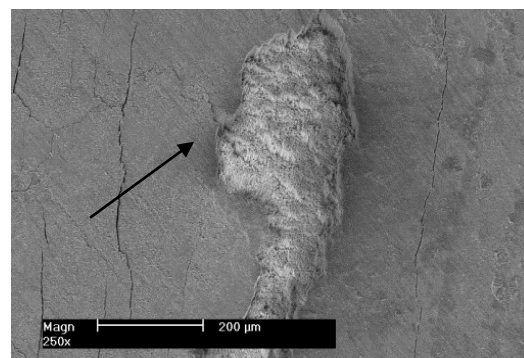
**Abbildung 31:** Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung (Gruppe 3).  
REM 40-fach



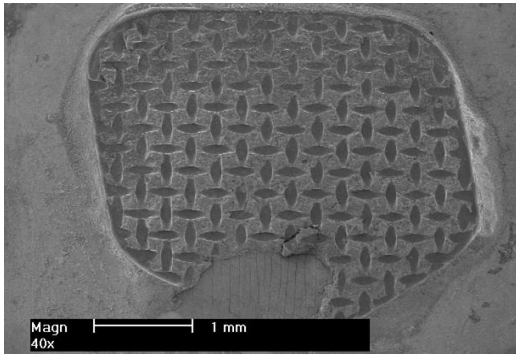
**Abbildung 32:** Vergrößerung der Abbildung 31. Darstellung der zerklüfteten Zahnoberfläche infolge von Schmelzausrissen. REM 500-fach



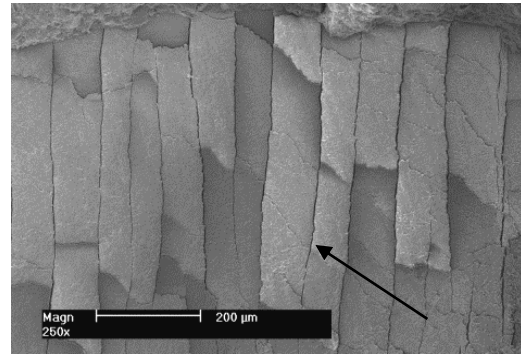
**Abbildung 33:** Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung (Gruppe 3). Der Pfeil markiert den flächigen Schmelzausriss. REM 40-fach



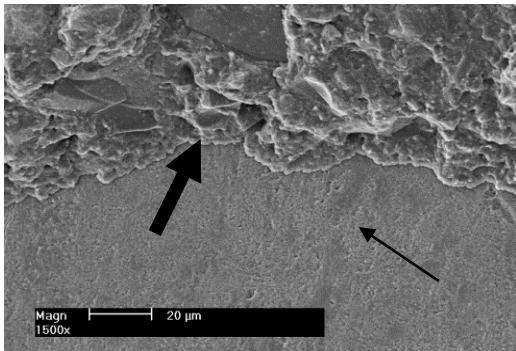
**Abbildung 34:** Vergrößerung der Abbildung 33. Der Pfeil markiert den flächigen Schmelzausriss. REM 250-fach



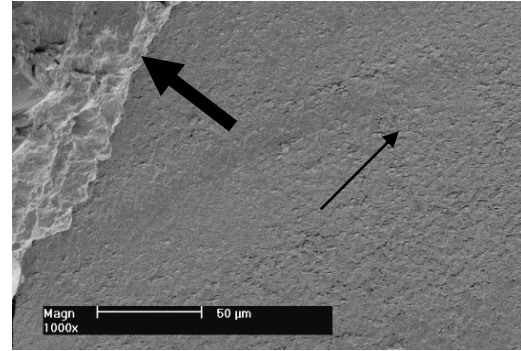
**Abbildung 35:** Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung (Gruppe3).  
REM 40-fach



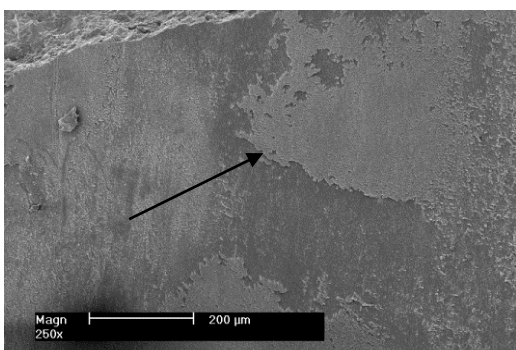
**Abbildung 36:** Vergrößerung der Abbildung 35. Der Pfeil markiert das lamellenartig gelockerte Schmelzgefüge.  
REM 250-fach



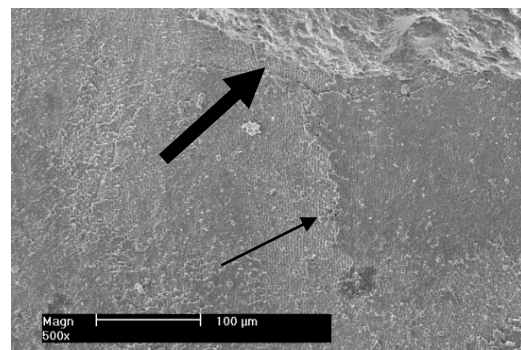
**Abbildung 37:** Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung (Gruppe 4). Der dicke Pfeil markiert das Komposit, der dünne Pfeil die infiltrierte Schmelzoberfläche.  
REM 1500-fach



**Abbildung 38:** Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung (Gruppe 5). Der dünne Pfeil markiert die Schmelzoberfläche bedeckt mit Infiltrant + Haftvermittler, der dicke Pfeil das Komposit.  
REM 1000-fach



**Abbildung 39:** Darstellung der Bracketbasis nach Scher-Abschäl-Prüfung (Gruppe 6). Restadhäsiv mit aufgelagerten Schmelzanteilen (Pfeil).  
REM 250-fach



**Abbildung 40:** Darstellung der zugehörigen Zahnoberfläche zu Abbildung 39. Der dünne Pfeil markiert den Haftvermittler, der dicke Pfeil das Komposit.  
REM 500-fach

## **4 Diskussion**

In der vorliegenden Arbeit wurde die Notwendigkeit eines Haftvermittlers und der Einfluss eines Kariesinfiltranten auf die Scher-Abschäl-Festigkeit kieferorthopädische Brackets an bovinen Schmelzflächen in vitro untersucht. Im Vergleich mit klinischen Studien können in vitro Untersuchungen innerhalb kürzester Zeit, im Labor unter kliniknahen Bedingungen an nahezu unbegrenzter homogener Probenanzahl, erste Informationen liefern. Ein weiterer Vorteil ergibt sich aus der Möglichkeit Störfaktoren auszuschließen oder zu standardisieren und invasive Analysemethoden zu nutzen.

Die Ergebnisse aus in vitro Studien sind nicht uneingeschränkt auf klinische Situationen übertragbar, liefern aber gleichwohl erste bewertbare und vergleichbare Ergebnisse. Die vielfältigen Umwelteinflüsse und komplexen oralen Bedingungen, wie z. B. Mastikation, Temperaturschwankungen, Anwesenheit von Plaque und differierende Speichelzusammensetzung, können die Haftkraft kieferorthopädischer Brackets beeinflussen und sind in vitro nicht exakt reproduzierbar [85]. Die ermittelten Werte der vorliegenden Untersuchung stehen weniger als absolute Werte im Vordergrund, sondern sind im Vergleich miteinander von Bedeutung.

### **4.1 Diskussion Material und Methode**

#### **4.1.1 Auswahl und Lagerung der Zähne**

In der vorliegenden Untersuchung wurden kariesfreie, permanente Inzisiven von schlachtfrischen Rindern ausgewählt. Diese bieten sich als Probenmaterial an, da sie in ausreichender Menge zur Verfügung stehen, regelmäßig in den unterschiedlichsten Forschungsgebieten der Zahnheilkunde eingesetzt werden und Studien ihre Eignung als Ersatzmaterial für humane Zähne bestätigt haben [24, 87, 94].

Vorteile in der Verwendung von bovinem Zahnmaterial ergeben sich aus der Möglichkeit viele kariesfreie Zähne gleichen Alters zu erhalten, die ähnlichen Umwelteinflüssen und chemischen und physikalischen Bedingungen ausgesetzt sind. Des Weiteren können Zähne von Tieren einer Population verwendet werden.



Diese Eigenschaften minimieren etwaige Unterschiede in der Schmelzqualität, welche die Haftwerte beeinflussen können [72, 87]. Die Homogenität der Proben zueinander schafft einheitliche Verhältnisse, die vergleichbare Ergebnisse ermöglichen. Hobson et al. (2001) untersuchten die in vitro Haftfestigkeit von Metallbrackets an humanen Zähnen und stellten signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Zahntypen fest [47]. Vergleichbare Ergebnisse ermittelten Öztürk et al. (2008) [100]. Dabei zeigten sich signifikante Haftkraftunterschiede zwischen Ober- und Unterkieferzahntypen. Diese Ergebnisse könnten die großen Schwankungen der Haftwerte in einzelnen Untersuchungen erklären, obwohl die gleichen Verfahren angewendet wurden. Um vergleichbare Aussagen tätigen zu können, wird empfohlen den gleichen Zahntyp zu verwenden. Durch die natürliche Varianz der Zahnstrukturen ist eine gänzliche Standardisierung nicht möglich. Rinderzähne bieten eine große Zahnoberfläche mit geringer Krümmung [72]. Diese Materialeigenschaften begünstigen zusätzlich die Verwendung boviner Zähne in Verbundstudien [94]. Um eine plane, uniforme Schmelzoberfläche für die Versuchsdurchführung zu erhalten, wurden die labialen Flächen mit Schleifpapier der Körnung 800 beschliffen. Durch die Politur werden größere Kristalle an der Schmelzoberfläche eliminiert und es präsentiert sich eine homogene Zusammensetzung der Mineralien [72]. Darüber hinaus werden noch vorhandene Kurvaturen, Verunreinigungen, Kerben und Fissuren entfernt, die Blasen zwischen Adhäsiv und Schmelz hinterlassen können oder zu einer unterschiedlichen Adhäsivschichtdicke führen [129]. Auch im Hinblick der in vitro Demineralisation zeigen sich Vorteile in der Verwendung abgeschliffener boviner Zähne. Die geringere Fluoridkonzentration und poröse weichere Schmelzstruktur der Rinderzähne ermöglicht eine schnellere Ausbildung kariöser Läsionen als humaner Zahnschmelz [72]. Der Substanzabtrag durch die Politur lässt eine homogene Demineralisation erwarten [32, 55, 72].

Nakamichi et al. (1983) untersuchten bovines Zahnmaterial als Ersatzmedium für humane Zähne bei Haftkraftmessungen. Die Haftkraft von drei Polycarboxylatzementen, einem Glasionomerezement, einem Zinkphosphatzement und zwei Kompositen wurde an bovinen Schmelz- und Dentinflächen ermittelt und mit den Ergebnissen an humanen Zahnsubstanzen verglichen. Keine der getesteten Materialien zeigte signifikante Unterschiede in der Haftkraft zwischen bovinem und humanem Zahnschmelz [87]. Ebenso lieferten die in vitro Studien von Fowler et al. (1992) und Reis et al. (2004) vergleichbare Haftwerte zwischen humanem und bovinem Schmelz [34, 119].

Auch hinsichtlich des Ätzmusters ähneln sich humaner und boviner Zahnschmelz [119]. Hingegen dokumentieren andere Studien bis zu 50 % geringere Haftwerte an bovinen Zähnen [94, 130]. Trotz der guten vergleichbaren Eigenschaften von humanen und bovinen Zahnmaterial wird die Verwendung von bovinen Zähnen kontrovers diskutiert. Es gibt Untersuchungen, aus denen hervorgeht, dass Rinderzähne als geeignetes Ersatzmedium für humane Zähne anzusehen sind [24, 94, 117, 130]. Andere Autoren stehen der Verwendung von Rinderzähnen kritisch gegenüber und präferieren weiterhin humanes Zahnmaterial [72, 119, 121].

Des Weiteren ist die Auswahl des Lagerungsmediums Gegenstand zahlreicher Studien, da mögliche Auswirkungen auf Haftkräfte dokumentiert wurden. Es kommen verschiedene Lösungen zur Lagerung von humanen und bovinen Zähnen zum Einsatz. Am häufigsten werden Thymol, Chloramin und Formalin als Zusatz in Lagerungsmedien verwendet [132, 147]. In der vorliegenden Arbeit lagerten die Rinderzähne bis zu Versuchsbeginn, maximal 6 Wochen, in 0,08 %iger Thymollösung. Thymol wurde aufgrund seiner stark desinfizierenden, fungiziden und bakteriziden Wirkung ausgewählt. In zahlreichen in vitro Studien kommt Thymol als antibakterieller Zusatz in Lagerlösungen für Zähne zur Anwendung [26, 76, 125, 156]. Es wurden Arbeiten publiziert, in denen für in Thymol gelagertes Zahnmaterial geringere Haftwerte ermittelt wurden als beispielsweise für in Chloramin oder destillierten Wasser gelagertes Zahnmaterial [146, 147]. Andere Untersuchungen widerlegen einen signifikanten Einfluss von in Aqua dest. gelöstem Thymol auf die Haftkraft. Goodis et al. (1993) untersuchten den Einfluss der Lagerungsmedien 70 % Ethanol, 10 % Formalin, destilliertes Wasser, 0,02 % Thymol in Aqua dest. und 0,02 % Thymol in Kochsalzlösung auf die Scherfestigkeit an Dentinflächen [40]. Die Haftkraftprüfung erfolgte nach acht Tagen, 15 Tagen und sechs Monaten Lagerungsdauer. Nur das Medium Kochsalzlösung mit 0,02 % Thymol ergab bei einer Lagerungsdauer von sechs Monaten signifikant höhere Haftwerte.

Auch bezüglich der Lagerungsdauer werden kontroverse Diskussionen geführt. Williams et al. (1985) konnten keinen signifikanten Einfluss der Lagerungsdauer auf die Scherfestigkeit von Kompositzylindern an humanen Schmelzflächen feststellen. Dabei lagerten die Testzähne bis zu fünf Jahre in einer wässrigen Thymollösung [156]. Andere Studien wiesen bei einer Lagerungsdauer ab sechs Monaten signifikante Unterschiede in der Komposithaftung auf.

So dokumentierten Santana et al. (2008) gleichwertige Ergebnisse von in Thymol, Formalin und in Natriumazid gelagerten Proben bis zu einer Dauer von 30 Tagen. Signifikant geringere Haftwerte wurden für Thymol und Formalin gelagerte Zähne bei einer Lagerungsdauer von sechs Monaten gemessen [132]. Da in dieser Arbeit die ermittelten Werte hauptsächlich mit den Werten innerhalb der Untersuchung verglichen werden, spielt die kurzzeitige Thymollagerung während der Beschaffungsphase der Zähne eine untergeordnete Rolle. Mit Beginn der praktischen Versuchsdurchführung lagerten die Testzähne in destilliertem Wasser.

#### **4.1.2 Erzeugung künstlicher Läsionen und Infiltration**

Für wissenschaftliche Zwecke ist es nötig konstante künstliche Läsionen mit geringer Variationsbreite und vergleichbaren histologischen Eigenschaften von natürlichen Läsionen zu erzeugen. In der vorliegenden Studie wurde für die Erzeugung der durchschnittlich 120 µm tiefen Initialläsionen die Demineralisationslösung nach Buskes verwendet, die Methylendiphosphonsäure (MHDP) enthält [17]. Über die MHDP Konzentration kann die Geschwindigkeit der Läsionsbildung gesteuert werden und es entsteht eine Initialläsion mit pseudointakter Oberfläche [31]. Die Demineralisation nach Buskes stellt eine zuverlässige und häufig verwendete Methode dar [8, 55, 106, 108]. Die so gewonnenen Läsionen zeigen uniforme Ausdehnungen mit gleichartigen histologischen Eigenschaften. In vivo nehmen unterschiedlich lang dauernde De- und Remineralisationsphasen unter anderem Einfluss auf die Läsionstiefe, den Mineralverlust und das histologische Bild der pseudointakten Oberflächenschicht [53, 57]. In Anlehnungen an vorherige Arbeiten wurden Bereiche, die vor der Demineralisation geschützt werden sollen, mit säureresistentem Lack abgedeckt [80, 106]. Untersuchungen an natürlichen White-Spot-Läsionen dokumentierten eine durchschnittliche Tiefe von 350 µm mit einer Oberflächenschicht, die bis über 50 µm dick sein kann [80]. Eine Übertragung der mit künstlichen Läsionen ermittelten Werte auf in situ Situationen ist nicht ohne Einschränkungen möglich. Die komplexen oralen Bedingungen, welche die individuellen Eigenschaften von natürlichen Läsionen prägen, können in vitro nicht exakt reproduziert werden. Um einheitliche Läsionen für die vorliegende vergleichende Untersuchung zu erhalten, wurde das in vitro Verfahren präferiert.

Es besteht die Möglichkeit, dass un kavitierte Initialläsionen durch Optimierung der Mundhygiene, Ernährungslenkung und regelmäßig hochdosierte Fluoridapplikation bis zu einem gewissen Grad remineralisieren [7, 157]. Der Erfolg ist dabei stark von der Compliance des Patienten abhängig und der Remineralisierung sind Grenzen gesetzt [57]. Insbesondere bei approximalen Läsionen ist durch den erschwerten Zugang eine Remineralisierung limitiert. Aufgrund der oberflächlichen Remineralisierung bei Anwendung dieser präventiven, noninvasiven Maßnahmen, der bestehenden Porosität und des unveränderten Brechungsindex ist nur eine unzureichende Maskierung von White-Spot-Läsionen möglich [3, 54, 71]. Um eine ästhetische Verbesserung der Opazitäten zu erhalten, sind invasive Maßnahmen, die Mikroabrasionstherapie oder Infiltration der Initialläsionen ausführbar.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die künstlich erzeugten Läsionen einzelner Gruppen mit dem Kariesinfiltranten Icon® behandelt. Die Infiltration wurde nach Herstellerangaben für die klinische Anwendung an vestibulären Läsionen durchgeführt. Um eine Penetration des Läsionskörpers mit dem Infiltranten zu ermöglichen, muss die Oberflächenschicht ausreichend erodiert werden [80]. Als erster Infiltrationsschritt wird mit 15 %iger Salzsäure geätzt. In vorangehenden Untersuchungen wurde belegt, dass eine Ätzung mit Phosphorsäure die Oberflächenschicht künstlich erzeugter Läsionen genügend erodiert [81, 108]. Aufgrund zahlreich ablaufender De- und Remineralisationsphasen ist die pseudointakte Oberflächenschicht natürlicher Läsionen breiter als die artifiziell erzeugter Läsionen und bedarf für eine ausreichende Erodierung der Oberflächenschicht eine stärkere Säure als die in der adhäsiven Füllungstherapie häufig verwendete Phosphorsäure [80].

Für eine Infiltration gemäß den Herstellerangaben für die klinische Behandlung von Initialkaries wurde in der vorliegenden in vitro Untersuchung 15 %ige Salzsäure verwendet. Durch die Gelform kann eine präzise Applikation der Säure erfolgen und die Gefahr der Kontamination von gesundem Schmelz ist minimiert. Im Rahmen des Einsatzes der Kariesinfiltration in der ästhetischen Zahnheilkunde scheint es sinnvoll über die sichtbaren White-Spot-Grenzen hinaus zu ätzen und zu infiltrieren. Der Substanzverlust während der Kariesinfiltration beschränkt sich auf durchschnittlich 40 µm bis 50 µm [80]. Die vollständige Elimination vorhandener Wasserrückstände aus den geätzten Poren erfolgt durch die Ethanolbenetzung.

Die ermittelten Werte von in vitro infiltrierten künstlichen Läsionen sind nicht uneingeschränkt auf die klinische Situation übertragbar. Zum Beispiel können die häufig dickere pseudointakte Oberflächenschicht und die mit organischem Material gefüllten Poren der natürlichen Läsionen die Penetration des Infiltranten beeinflussen [108]. Weiterhin scheinen aktive Läsionen besser auf die Infiltrationstherapie anzusprechen [56, 104]. Eingelagerte Farbpigmente, Unregelmäßigkeiten der Oberflächenschicht und des Läsionskörpers und die Abnahme der Porosität von arretierten White-Spots reduzieren die Säurelöslichkeit und beeinflussen das Therapieergebnis. Durch wiederholte Ätzvorgänge gelingt aber auch bei älteren White-Spots zumindest eine kosmetische Verbesserung der Opazitäten [88].

Zahlreiche Vorteile der Infiltrationstherapie ergeben sich unter anderem aus der einmaligen Anwendung, dem minimalinvasiven Verfahren und der weitestgehenden Unabhängigkeit gegenüber der Patientencompliance. Klinische Langzeitergebnisse der Kariesinfiltration liegen derzeit noch nicht vor. Im Hinblick auf die Hemmung der Kariesprogression konnten nach drei Jahren vielversprechende Ergebnisse geliefert werden. Nur eine der 26 infiltrierten Läsionen zeigte radiologisch ein Fortschreiten der Karies [74]. Weiterhin dokumentieren erste klinische Berichte die Farbstabilität infiltrierter White-Spot-Läsionen nach zehn Monaten Beobachtungsdauer [104]. Die kontrollierte Nachsorge der Patienten sollte weiterhin erfolgen, da derzeit eine postoperative Kontrolle der Penetrationstiefe aufgrund der fehlenden Röntgenopazität des Infiltranten nicht möglich ist. Um die infiltrierten Läsionen bei einem Behandlerwechsel vor einer frühzeitigen invasiven Therapie zu bewahren, sollten vorwiegend die approximalen infiltrierten Flächen in einem Behandlungspass dokumentiert und das Heft dem Patienten ausgehändigt werden.

#### **4.1.3 Thermocycling**

Um die Auswirkungen einer Langzeittemperatur- und Wasserbelastung auf die Haftkraft von infiltrierten Zahnflächen zu untersuchen, wurden die Proben der Gruppe 6 nach der Infiltration einem Thermocycling unterzogen und anschließend die Bracketklebung vorgenommen. Dabei soll das Einwirken von kalten und heißen Lebensmitteln auf die infiltrierten Zahnoberflächen simuliert werden. Während der Wasserlagerung bei der Temperaturwechselbelastung können Wassermoleküle in die Zwischenräume diffundieren und die Aufspaltung der Polymerketten verursachen [82].

Die Affinität der Etherbindung im Molekül zu Wasser und die hohe Flexibilität der Polymerstruktur von TEGDMA lassen eine größere Wasseraufnahme von TEGDMA im Vergleich z. B. zu Bis-GMA erwarten [99, 141]. Mit der Wasseraufnahme tritt auch eine Volumenzunahme auf. Diese Strukturveränderungen können die mechanischen Eigenschaften von Kompositen beeinträchtigen [82, 99]. Durch die Diffusion von Wassermolekülen können Restmonomere herausgelöst werden, die während der Polymerisation nicht reagiert haben. Monomere mit geringem Molekulargewicht wie z.B. TEGDMA, die eine höhere Mobilität aufweisen, können leichter in Lösung gehen [99]. Neben der Wasserlagerung kann auch die Temperaturwechselbelastung den Haftverbund negativ beeinflussen. Unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizienten von Schmelz und Kompositen führen bei Temperaturwechselbelastungen zu einer starken Beanspruchung des Verbundes und können unter anderem zu Randspalten führen. Alle genannten Auswirkungen der Temperatur- und Wasserbelastung können den Haftverbund zwischen Zahnschmelz und Infiltrant negativ beeinflussen und zu einem qualitativ schlechteren Klebeverbund zum Adhäsiv führen [141].

Temperaturwechselbelastungen gehören zu wissenschaftlich anerkannten Alterungsmethoden [19]. Dabei wurden in der vorliegenden Untersuchung die infiltrierten Zähne in 7500 Zyklen abwechselnd in zwei auf 5 °C und 55 °C temperierte Wasserbäder getaucht. Ein Temperaturunterschied von 50 °C wird bei Thermocyclingversuchen als geeignet angesehen [16]. In einer Literaturübersicht von Gale et al. (1999) kamen die Autoren zu dem Schluss, dass ein Mittelwert von 10000 in vitro Temperaturzyklen ungefähr einer in vivo Belastung von einem Jahr entsprechen [37]. Auf die vorliegende Arbeit übertragen, bedeutet dies eine ungefähre Dauer von neun Monaten.

#### **4.1.4 Beklebung der Zähne**

In der Literatur sind häufig Gruppengrößen von 10 bis 30 Proben [5, 58, 59, 100, 150], aber auch Gruppengrößen von 40 Proben zu finden [125]. Die von Fox et al. (1994) geforderte Mindestanzahl von 20 Proben pro Gruppe wurde in der vorliegenden Arbeit auf 40 Proben erhöht. Nicht selten erzielen In vitro Haftkraftmessungen Ergebnisse mit breiter Variation. Die hohe Probenanzahl ermöglicht aussagekräftigere Daten und einen präziseren Vergleich [35].

Transbond™ XT wurde als klinisch etabliertes und in vielen Studien verwendetes Adhäsivsystem ausgewählt [11, 12, 18, 58, 85, 89, 112, 125]. Der Schmelz wurde mit 37 %iger Phosphorsäure für 30 Sekunden konditioniert. Aufgrund der gelartigen Konsistenz konnte auch bei den Versuchsreihen, in denen die Testfläche mit Klebeband unterteilt wurde, eine exakte Applikation erfolgen. Bei in vitro durchgeführten Haftverbundstudien liegt die Ätzzeit häufig zwischen 15 und 60 Sekunden [15, 18, 89]. In einer aktuellen Untersuchung von Nguyen et al. (2011) findet sich keine Korrelation zwischen der Haftkraft und den Ätzzeiten mit 37 %iger Phosphorsäure von 15 bis 60 Sekunden [89]. Alle Ätzzeiten führten zu klinisch akzeptablen Haftwerten. Auch Sumrant et al. (1992) konnten zeigen, dass eine Konditionierung der Schmelzfläche mit Ätzgel zwischen 15 und 60 Sekunden keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft ausübt [144]. Ätzzeiten ab 60 Sekunden führen zu einem Kollaps der Strukturen, was wiederum zu einer Obliteration der Poren führt. Kürzere Ätzzeiten von 15 bis 30 Sekunden werden präferiert, um den Schmelzverlust gering zu halten [150]. Ätzungen mit 37 %iger Phosphorsäure zwischen 15 und 30 Sekunden führen typischerweise zu einem Schmelzverlust von 8,8 µm bis 16,4 µm Tiefe [65].

Eine separate Lichthärtung des Primers scheint keine signifikanten Auswirkungen auf die Haftkräfte auszuüben [95]. In der vorliegenden Arbeit wurde die Lichthärtung favorisiert, da auf der vorgehärteten Primeroberfläche eine Positionierung der Brackets ohne Lageveränderung möglich wurde.

Schiffer et al. (1992) untersuchten das Einflussverhalten von differierenden Adhäsivschichtdicken auf die Haftkräfte. Dabei wurde nachgewiesen, dass bei lichthärtenden Kompositen die Schichtdicke einen signifikanten Einfluss auf die Haftkräfte besitzt. Größere Schichtdicken führten zu abnehmenden Haftkräften. Als Ursache werden Inhomogenitäten und Spannungen im Adhäsiv und die größere Entfernung zur Lichtquelle bei dickeren Adhäsivschichten angegeben [133]. Arici et al. (2005) konnten ebenfalls einen Zusammenhang zwischen Haftkraft und Klebeschichtstärke aufzeigen [5]. Um eine gleichmäßige Kompositenschichtdicke zwischen Bracketbasis und Zahnoberfläche zu erhalten, wurde in der vorliegenden Untersuchung das Bracket mit 300 g für drei Sekunden belastet. Die Auswahl der Kraft und Zeit erfolgte in Anlehnung an frühere Studien [11, 13]. Dadurch wurden etwaige Abweichungen während des Klebeprozesses minimiert und eine weitere Standardisierung ermöglicht.

Überschüssiges Kompositmaterial, das an den Rändern der Brackets austrat, wurde vorsichtig mit einem Scaler entfernt. Die Überschussentfernung führt zu einer präzisen Klebefläche und verhindert eine Vergrößerung der Verbundfläche, die zu erhöhten Haftwerten führen könnte. Im klinischen Einsatz werden durch die Überschussentfernung zusätzliche Plaqueretentionsstellen vermieden.

Nach Beklebung lagerten die Proben bei Raumtemperatur für 24 Stunden in Aqua dest.. Die Angaben für Zeit und Temperatur erfolgten in Anlehnung an frühere Untersuchungen [12, 35, 47, 93]. Österle et al. [93] untersuchten 2008 in ihrer Studie den Einfluss der Lagerungsdauer in Aqua dest. auf die Scherfestigkeit. Sie verglichen die Haftwerte nach 30 Minuten, 24 Stunden, einem Monat bis hin zu 24 Monaten Wasserlagerung. Dabei ließen sich signifikante Unterschiede bezüglich der Lagerungsdauer feststellen. Sie beobachteten einen Anstieg der Haftkräfte bis zu einer Lagerung von 24 Stunden, gefolgt von einem Trend abnehmender Haftkräfte in den anschließenden 24 Monaten.

Auch andere Autoren dokumentierten einen signifikanten Anstieg der Haftkraft in den ersten 24 Stunden nach Bracketklebung [12, 138, 153]. Der Grund dafür wird in einer fortschreitenden Vernetzung der Monomere nach Beendigung der Lichtpolymerisation gesehen [153]. Bei der Interpretierung der Ergebnisse muss aber bedacht werden, dass ein Bracket unter klinischen Bedingungen schon nach ein paar Minuten den orthodontischen Krafteinwirkungen und Kaubelastungen ausgesetzt ist und diesem standhalten muss.

#### **4.1.5 Herstellung der Prüfkörper und Versuchsdurchführung**

In der Literatur sind häufig Scher- und Zugversuche zu finden. Der in der vorliegenden Untersuchung durchgeführte Scher-Abschäl-Versuch hat den Vorteil, dass er einfach durchzuführen ist, schnelle Ergebnisse liefert und mit ähnlich aufgebauten Studien in Beziehung gesetzt werden kann. Nach Klebung der Brackets und 24 stündiger Wasserlagerung wurden die Proben in Kaltpolymerisat eingebettet. Die speziell für diese Versuchsreihe angefertigte Einbettvorrichtung ermöglichte eine reproduzierbare, standardisierte Ausrichtung jeder Probe. Mit Hilfe der Schiene konnten die einligierten Brackets parallel, in einem definierten Abstand zur Einbettform und in gleicher Höhe positioniert werden.



Viele Variationen innerhalb der zahlreich durchgeführten Haftverbundstudien bestehen unter anderem in der Lokalisation des Scherstempels. Fox et al. (1994) diskutierten in Ihrer Arbeit die möglichen Kraftansätze. Sie kamen zu dem Schluss, dass der Scherstempel, wenn er direkt auf die Grenze zwischen Komposit und Bracketbasis trifft, die wahre Scherkraft ermittelt. Diese exakte Position ohne geringe Abweichungen der Distanz bei jedem Prüfkörper zu erreichen, erscheint auch den Autoren sehr schwierig [35].

Schon geringe Abweichungen von Ort und Richtung der Krafteinwirkung führen zu unterschiedlichen Haftwerten [35, 52, 59, 60]. Laut Katona (1997) ist es unmöglich eine reine Scherkraft auf Brackets auszuüben. Kraftapplikation, Kurvaturen der Zähne und Bracketdesign sind nur einige Faktoren, die zu Drehmomenten während der Abscherung führen [52]. Mit steigender Entfernung des Kraftansatzes vom Zahnschmelz in Richtung Bracketflügel sinken die Haftwerte [59, 60].

Die auftretenden Kräfte bei Debonding und Mastikation unter klinischen Bedingungen sind multifaktoriell und komplexer im Vergleich zu in vitro Versuchen. Der einseitige Kraftansatz in der vorliegenden Untersuchung steht dem beidseitigen Kraftansatz bei der in vivo Bracketentfernung gegenüber. Es ist nicht möglich alle einflussnehmenden Faktoren der oralen Bedingungen in normierte Messungen einzubeziehen. Eine initiale Testung unter standardisierten, kostengünstigen Laborbedingungen ist aber unerlässlich, um Bewertungen über Verbundmaterialien zu tätigen und den Weg für umfassende klinische Studien zu ebnen.

In der vorliegenden Arbeit wurde der von Fox et al. (1994) geforderte reproduzierbare Punkt zwischen Bracketbasis und Bracketflügeln als Kraftansatz ausgewählt. Es konnte für alle Prüfkörper der gleiche Abstand zwischen Scherstempel und Bracket/Kompositgrenze eingestellt werden und eine standardisierte Messung mit einheitlicher Kraftrichtung parallel zur Bracketbasis erfolgen [59]. Minimale Differenzen der Bracketslotbreiten und andere mögliche Materialvarianzen, beispielsweise die leichte Krümmung der Bracketbasis, wurden vernachlässigt. Aufgrund nicht ausschließbarer Drehmomente ist der Begriff "Scher-Abschäl-Festigkeit" weit verbreitet [35, 52].

Eine fehlende Standardisierung der Testdurchführung bei Haftkraftmessungen wird immer wieder bemängelt. Durch häufig vernachlässigte Variablen, wie z. B. Kompositschichtdicke, Kraftansatz, Proben- und Kraftausrichtung, sind abweichende Ergebnisse möglich und auch der Vergleich mit anderen Haftverbundstudien eingeschränkt [35, 52]. Die Scher-Abschäl-Messung der Brackets erfolgte mittels einer Universalprüfmaschine in okklusogingivaler Richtung. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 1 mm/min. In der Literatur sind Geschwindigkeiten von 1 mm/min und 2 mm/min häufig zu finden [60, 85, 89, 100, 125, 150]. Aktuelle Studien belegen, dass Vorschubgeschwindigkeiten zwischen 0,5 mm/min und 5 mm/min die Haftwerte kieferorthopädischer Brackets nicht signifikant beeinflussen [58, 140]. Die gemessenen Abschälkräfte wurden mit der Prüfsoftware testXpert II® registriert und verarbeitet. Um vergleichende Aussagen mit ähnlichen aufgestellten Haftverbundstudien durchführen zu können, wurden die aufgezeichneten Werte in Newton durch die Größe der Bracketbasis dividiert.

Nach Abscherung wurden die Schmelzflächen und die Bracketbasen lichtmikroskopisch bei 20-facher Vergrößerung untersucht und auch die kleinsten vorhandenen Adhäsivrückstände mit der Computersoftware Photoshop® dokumentiert. Da Schmelzausrisse lichtmikroskopisch häufig nur erahnt werden können, wurden bei bestehendem Verdacht die abgescherten Schmelzflächen und Bracketbasen zusätzlich mit einem Rasterelektronenmikroskop untersucht. Nach O'Brien et al. (1988) beeinflusst unter anderem das verwendete Adhäsiv und die Gestaltung der Bracketbasis die auf der Schmelzoberfläche verbleibende Restadhäsivmenge und die abschließende Beurteilung des ARI scheint sehr subjektiv [90]. Diese Faktoren erschweren den Vergleich verschiedener Untersuchungen, aber auch hier sollen die ermittelten Werte der vorliegenden Arbeit hauptsächlich innerhalb der Untersuchung gegenübergestellt werden.

## **4.2 Diskussion der Ergebnisse**

Um die ermittelten Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung bewerten und deuten zu können, sollen zunächst die unter klinischen Bedingungen auftretenden Haftkräfte beschrieben und definiert werden.

Im Rahmen der orthodontischen Therapie werden Brackets auf die Zähne geklebt und nach abgeschlossener Behandlung wieder entfernt. Während der Behandlungsdauer soll der Klebeverbund zwischen Bracket und Zahn die auftretenden Kräfte überstehen, aber das Bracket abschließend ohne Schädigung der Schmelzoberfläche wieder entfernt werden können.

Der häufigste zitierte Haftfestigkeitsbereich für kieferorthopädische Brackets erstreckt sich über die von Reynolds geforderten Mindestverbundwerte von 6 MPa bis 8 MPa [18, 26, 59, 118, 145]. Örthendahl et al. (1998) sehen 4 MPa für den klinischen Einsatz von Brackets als ausreichend an [98]. Diedrich (2000) erachtet Festigkeitswerte von 5 MPa bis 10 MPa für die Bracketfixation als geeignet [23].

Treten sehr hohe Haftwerte auf, kann es zu Schmelzdefekten kommen. Bowen et al. (1962) gaben die mittlere Haftfestigkeit des naturbelassenen Schmelzes mit 9 bis 11 MPa an [14]. Übersteigen bei der Bracketentfernung die Haftwerte des Komposit-Schmelz-Verbundes die kohäsive Festigkeit des Schmelzgefüges, besteht ein erhöhtes Risiko von Schmelzfrakturen. Retief (1974) berichtete über erste Schmelzfrakturen ab einer Haftkraft von 9,7 MPa [120]. Dieser Wert korrespondiert mit den von Diedrich (1981) ermittelten Haftwerten von 9 MPa bis 11 MPa, die eine erhöhte Gefahr der Schmelzschädigung mit sich bringen [22]. Dabei wurden Schmelzschäden bis zu einer Tiefe von 100 µm ermittelt. In die Schmelzdefekte können sich Verfärbungen einlagern und somit auch ästhetisch eine Beeinträchtigung darstellen. Weiterhin bieten sie Prädilektionsstellen für Karies und der Defekt führt zu einer Schwächung des Zahnes.

Der klinisch als notwendig erachtete Haftbereich liegt nahe der Grenze, an der Schmelzschäden auftreten. Die mit heutigen Adhäsiven erreichten Haftkräfte überschreiten diese Grenzen häufig um ein Vielfaches [18, 95, 118]. Zudem ist in der Literatur bekannt, dass in vitro ermittelte Haftkräfte die klinisch erbrachten Werte deutlich übersteigen [43, 112]. Ursache für die geringeren in vivo Haftwerte können zum Beispiel die längere Verweildauer mit multipler Säureexposition, hohen Mastikationskräfte und das komplexe orale Milieu sein. Zusätzlich ist die Feuchtigkeitskontrolle bei der in vivo Klebung eingeschränkt und das Patientengut polymorph.

Zusätzlich zu den in vitro gemessenen höheren Haftwerten führen die erhöhte Beanspruchung des Zahnes während der Extraktion und die in vitro Testmethoden dazu, dass die Schmelzdefektrate im Vergleich zu in vivo ermittelten Prozentzahlen steigt [125]. Weitere Ursachen können in der fehlenden Vitalität der Zähne und des trockeneren Zustandes während der in vitro Versuchsdurchführung liegen [84].

Darüber hinaus ist die Menge des Restadhäsives auf der abgescherten Zahnoberfläche Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen. Die bevorzugte Lage der Bruchstelle wird unter diesem Gesichtspunkt an der Bracket/Adhäsivgrenze gesehen, da somit der Einsatz rotierender Instrumente überflüssig wird.

Verbleibt eine große Menge Adhäsiv auf der Zahnoberfläche, bedeutet dies einen erheblichen Mehraufwand in der Entfernung und birgt zusätzlich die Gefahr, durch rotierende Instrumente die Schmelzoberfläche zu irritieren und zu beschädigen [48, 68, 113]. Findet sich der Bruch an der Grenzfläche Bracketbasis/Adhäsiv minimiert dies die Gefahr von Schmelzdefekten durch die Haftkraftmessung. Fitzpatrick et al. (1977) gaben nach Säureätzung, Debonding und anschließender Politur einen Schmelzverlust von zirka 55 µm an [33]. Nach Krell et al. (1993) muss sogar von einem mittleren Schmelzverlust von bis zu 149 µm ausgegangen werden, wenn das Bracket konventionell gelöst und die Adhäsivreste mit Hartmetallfinierern und Polierscheiben entfernt werden [63].

In der vorliegenden Untersuchung wurde festgestellt, dass die Haftfestigkeit kieferorthopädischer Brackets durch vorherige Applikation eines Kariesinfiltranten signifikant beeinflusst werden kann. Nachfolgend werden die Ergebnisse der Versuchsreihen analysiert, diskutiert und anderen Studien gegenübergestellt.

#### **4.2.1 Kontrollgruppe: Adhäsivsystem Transbond™ XT nach vorheriger Säureätzung**

Alle erzielten Werte lagen deutlich über den von Diedrich (2000) erforderten Mindesthaftwert von 5 MPa. Die klassische Phosphorsäureätzung mit anschließendem Transbond™ XT Primer der Kontrollgruppe erzielte den zweithöchsten Mittelwert (18,12 MPa). Das Adhäsivsystem Transbond™ XT wird in zahlreichen Untersuchungen als Kontrollmaterial verwendet. Die dabei erzielten Werte sind mit denen der vorliegenden Arbeit vergleichbar.

So dokumentierten andere Autoren in ihren Untersuchungen mit ähnlichem Versuchsaufbau mittlere Haftwerte von 16,1 MPa bis 18,3 MPa [2, 26, 60, 118]. Aber auch deutlich höhere Haftwerte bis zu 30 MPa sind in der Literatur zu finden [18].

Klocke et al. (2005) erzielten dagegen in der Versuchsreihe mit dem Kraftansatz zwischen Bracketbasis und Bracketflügeln geringere Haftwerte (MW 11,52 MPa) im Vergleich zu den eigenen Ergebnissen [59]. Eine mögliche Ursache für die höheren Haftwerte der vorliegenden Untersuchung könnte an dem weit zur Bracketbasis verlagerten Kraftansatz liegen. Je geringer der Abstand zwischen Kraftansatz und Bracket/Adhäsivgrenze, desto höhere Haftwerte können erzielt werden.

Auch hinsichtlich des Frakturmusters lassen sich vergleichbare Werte in der Literatur finden. In der Referenzreihe der aktuellen Untersuchung verblieben in 72,5 % der Proben über 50 % Adhäsiv auf der Zahnoberfläche. Untersuchungen von verschiedenen Autoren zeigten in den zu vergleichenden Versuchsreihen ebenfalls den dominierenden ARI-Score 2 [2, 26, 60]. Nach Beurteilung von ARI mod zeigten sich in der eigenen Versuchsreihe multiple Schmelzdefekte. In knapp 50 % der Referenzreihe existierten Sprünge im Zahnschmelz. Diese Zahlen stehen im Gegensatz zu anderen Untersuchungen, in denen keine Schmelzdefekte beobachtet wurden [118]. Aufgrund der subjektiven Beurteilung von Restadhäsiv und Schmelzdefekten und die sich im Detail unterscheidenden Versuchsaufbauten ist ein Vergleich der vielzähligen Studien sehr problematisch. Weiterhin werden Schmelzdefekte ohne zusätzliche Hilfe von Lichtmikroskop oder Rasterelektronenmikroskop häufig übersehen. Andere Autoren beziehen Schmelzschäden nicht in Ihre Frakturanalyse mit ein.

#### **4.2.2 Versuchsgruppe 2: Transbond™ XT Adhäsiv nach vorheriger Säureätzung**

In der zweiten Versuchsgruppe wurde auf den Haftvermittler verzichtet. Unmittelbar nach Konditionierung und Trocknung der Schmelzoberfläche erfolgte die Applikation des zuvor mit Komposit beschichteten Brackets. Im Vergleich zu der Kontrollgruppe erzielte die Versuchsreihe ohne Primer geringfügig niedrigere Haftwerte. Dieser Unterschied ist nicht signifikant ( $p > 0,05$ ). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie decken sich mit Resultaten vorangehender Untersuchungen. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Haftwerte bei Verzicht eines Haftvermittlers [91, 123, 137]. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Retief et al. (1981).

Sie konnten in Ihrer experimentellen Arbeit keinen signifikanten Einfluss des Haftvermittlers auf die Penetrationstiefe, Randspaltbildung und Haftkraft nachweisen [122]. Tang et.al (2000) erzielten ebenso gleiche Haftkräfte von Transbond™ XT auf humanen Schmelzflächen mit und ohne Anwendung von Transbond™ XT Primer [145].

Dagegen stellten Albaladejo et al. (2011) signifikant geringere Haftwerte bei Verzicht von Transbond™ XT Primer fest [1]. Die Kontrollreihe der zuletzt genannten Studie erzielte mittlere Haftwerte von 14,6 MPa, wohingegen die Versuchsreihe ohne Transbond™ XT Primer im Mittel nur 5,7 MPa erreichte.

Keine der genannten Studienreihen lässt sich direkt mit den eigenen Versuchen vergleichen, da vorwiegend humanes Zahnmaterial verwendet wurde, die Lagerlösungen und –dauer des Probenmaterials differieren, verschiedene Adhäsivsysteme verwendet wurden und große Differenzen in der Versuchsdurchführung bestehen. Es lässt sich aber die Tendenz erkennen, dass für klinisch akzeptable Verbundwerte kein Schmelzhaftvermittler notwendig erscheint.

Auch bezüglich der Restadhäsivmenge zeigte der Verzicht von Transbond™ XT Primer in der vorliegenden Untersuchung keine signifikanten Unterschiede zur Kontrollgruppe. In beiden Versuchsreihen dominiert der ARI-Wert 2. Das bedeutet, dass die Schwachstelle zwischen Komposit und Bracket liegt. Die hier vorgelegten Ergebnisse decken sich mit bereits publizierten Arbeiten [1, 137].

Nach Berücksichtigung der Schmelzdefekte konnte in der Versuchsreihe ohne Verwendung des Primers ein leichter Rückgang der Sprünge und Schmelzausrisse auf 35 % verzeichnet werden. Eine mögliche Erklärung für die reduzierten Schmelzdefekte könnten die von Tang et al. (2000) beobachteten fehlenden Tags bei Verzicht von Transbond™ XT Primer geben [145]. Bei direkter Applikation des Komposits auf die geätzte Schmelzoberfläche zeigte sich nach anschließendem Debonding eine amorphe Oberfläche.

Obwohl unter anderem Retief et al. (1981) [122] die Verwendung von niedrig viskosen Haftvermittlern in Frage stellen und der Verzicht eine Zeitersparnis bedeuten würde, hat sich der Schmelzhaftvermittler für eine langfristige Haftfestigkeit kieferorthopädischer Brackets und konservierenden Restaurationen in der Praxis durchgesetzt. Der Komposit/Schmelzverbund ist während der Tragedauer hohen Kaukräften, Temperaturschwankungen und multiplen Säureangriffen ausgesetzt.

Diesen komplexen oralen Bedingungen muss der Verbund standhalten. Zusätzlich schützt der aufgetragene Schmelzhaftvermittler potentiell freiliegende geätzte Schmelzareale vor Farbeinlagerungen und Bakterien und reduziert die Randspaltgefahr.

Unter in vitro Bedingungen wurden vergleichbare Verbundwerte und Frakturmodi ermittelt, unabhängig davon ob ein Schmelzhaftvermittler verwendet oder darauf verzichtet wurde. Die Hypothese (1), dass der Verzicht eines Haftvermittlers zu geringeren Haftwerten führt, muss unter die für diese Studie geltenden Bedingungen abgelehnt werden.

#### **4.2.3 Versuchsgruppe 3: Adhäsivsystem Transbond™ XT nach vorheriger Säureätzung an demineralisierten Schmelzflächen**

Beim Vergleich der Kontrollgruppe mit der Versuchsreihe, in der Brackets auf den demineralisierten Zahnschmelz appliziert wurden, konnten keine signifikanten Unterschiede der Haftkräfte gefunden werden ( $p > 0,05$ ).

Eine vollständige Entfernung der pseudointakten Oberflächenschicht künstlicher Läsionen mit 37 %iger Phosphorsäure scheint nicht möglich [10]. In der vorliegenden Untersuchung wurde die pseudointakte Oberflächenschicht zumindest ansatzweise erodiert und ein Verbund zwischen Zahnschmelz und Komposit erreicht, der vergleichbare Haftwerte wie auf gesundem Zahnschmelz erzielte.

Im Hinblick auf das Frakturmuster zeigte sich in den eigenen Untersuchungen eine Verlagerung der Bruchstelle in Richtung Bracket/Kompositgrenze (ARI 3 38,5 %). Nach der Berücksichtigung von Ari mod präsentierte sich eine erhöhte Schmelzdefektrate von 53,8 %. Gegenüber der Kontrollgruppe, in der ausschließlich Schmelzsprünge auftraten, wurden an den demineralisierten abgescherten Schmelzflächen häufiger Schmelzausrisse gefunden.

Die hohe Zahl der Schmelzdefekte ist mit einer stellenweise inhomogeneren Qualität von demineralisierter Zahnhartsubstanz zu erklären. Dieser stellt sich spröde und unter Stress frakturgefährdeter dar. Zusätzlich kann eine unvollständige Entfernung der pseudointakten Oberflächenschicht durch die Phosphorsäure das Penetrieren des Primers negativ beeinflussen [41, 80].

Zu ähnlichen Haftkräften zwischen unbehandelten bovinen Schmelzflächen und demineralisierten Zahnschmelz kamen auch Wiegand et al. (2011) und Naidu et al. (2013) [86, 154]. Jedoch lagen die Haftwerte in der Studie von Naidu et al. (2013) mit rund 35 MPa in der Versuchsreihe und der Referenzreihe deutlich über den eigenen Werten. In bereits publizierten Studien lassen sich ebenso konträre Ergebnisse finden [9]. In ihren Untersuchungen stellten Baysal et al. (2012) signifikante Unterschiede der Haftkräfte und Frakturmodi von gesunden und demineralisierten Schmelzoberflächen fest. Der Haftverbund auf intakter Schmelzfläche lag im Mittel bis zu viermal höher als auf demineralisierten und anschließend unbehandelten Schmelzflächen. Auch der Frakturmodus zeigte sich durch die Demineralisation beeinflusst. In der Kontrollreihe dominierte ARI-Score 3, während in der Versuchsreihe ARI 0 am häufigsten ermittelt wurde. Ursächlich für den signifikanten Unterschied innerhalb der Gruppen und den differierenden Werten gegenüber der vorliegenden Arbeit können z.B. das von Baysal et al. verwendete humane Zahnmaterial und die sich abwechselnden De- und Remineralisationsphasen während der Versuchsdurchführung sein.

Differierende Frakturmodi liefern auch Naidu et al. (2013). Hier dominieren in beiden Versuchsreihen adhäsive Brüche an der Schmelz/Kompositfläche [86]. Aufgrund der subjektiven ARI Beurteilung fällt auch hier der direkte Vergleich schwer. Übereinstimmend mit den eigenen Ergebnissen ist aber die Schmelzdefektrate, die an den demineralisierten Prüfkörpern deutlich ansteigt.

Erwähnenswert ist auch die Versuchsreihe, in der das mit Komposit beschichtete Bracket direkt auf die demineralisierten geätzten Flächen appliziert wurde. Aufgrund nicht ermittelbarer Haftwerte wurde die Versuchsreihe eingestellt. Das Bracket löste sich spontan, ohne mechanische Einwirkungen, direkt nach der Bracketklebung oder konnte durch geringste Abzugskräfte mit Hilfe einer zahnärztlichen Pinzette bei Berührung gelöst werden. Um mögliche Fehler in der Versuchsdurchführung und des Materials auszuschließen, wurde nach Reevaluation erneut eine Testreihe hergestellt. Der zuvor beschriebene geringe Haftverbund bestand weiterhin. Daraufhin wurde die Versuchsreihe eingestellt. Der Haftverbund löste sich ausnahmslos an der Schmelz/Kompositgrenze. Dies lässt auf eine zu geringe mechanische Verbundkraft von Schmelz und Komposit durch die Phosphorsäureätzung, bei gleichzeitigem Verzicht des Primers, schließen.



#### **4.2.4 Versuchsgruppen 4, 5 und 6: Icon® Behandlung demineralisierter Schmelzflächen mit und ohne Anwendung von Transbond™ XT Primer und Thermocycling**

Die sich dem Demineralisationsprozess anschließende Kariesinfiltration der folgenden Versuchsreihen wurde nach Herstellerangaben durchgeführt. Bei Betrachtung der drei Gruppen, in denen die gesamte Klebefläche mit Icon® infiltriert wurde, lässt sich bei der Scher-Abschäl-Prüfung eine durchschnittliche Haftverbundfestigkeit von 15,53 MPa feststellen. Die Versuchsreihe, bei der die Prüfkörper nach Infiltration einem Thermocycling unterzogen wurden, erreichten die höchsten Verbundwerte (MW 18,57 MPa), gefolgt von der Versuchsreihe Infiltration plus konventionellem Haftvermittler (MW 16,68 MPa) und der Kariesinfiltration mit anschließender Bracketapplikation (MW 11,35 MPa). Im Vergleich mit der Referenzreihe zeigte nur die Versuchsgruppe 4 signifikant geringere Haftwerte ( $p < 0,001$ ). Zu diesen geringeren Haftwerten könnte beispielsweise der hohe TEGDMA-Anteil des Kariesinfiltranten führen. Es ist bekannt, dass ein gesteigerter TEGDMA Anteil der Harzmatrix die Penetrationseigenschaften positiv beeinflusst, aber auch zu erhöhtem Polymerisationsstress und erhöhter Polymerisationsschrumpfung führt [39]. Diese Eigenschaften können zu inhomogenen Infiltrationszonen führen und die Randspaltbildung negativ beeinflussen [108]. Der daraus resultierende geringere Haftverbund zeigte sich in der vorliegenden Untersuchung. Eine weitere mögliche Ursache könnte in der für natürliche Läsionen angegebenen Ätzung mit Salzsäure liegen. Da künstliche Läsionen eine homogenere und dünnere pseudointakte Oberflächenschicht besitzen, könnte die Salzsäure nicht nur zur Entfernung dieser Schicht, sondern im Einzelfall auch zum Kollaps der darunter liegenden Strukturen geführt haben und somit die vollständige Penetration des Infiltranten behindern.

Im Gegensatz zu den eigenen Ergebnissen konnten Wiegand et al. (2011) keinen signifikanten Unterschied zwischen der Kontrollreihe und der Versuchsreihe, Kariesinfiltration mit sich anschließender Bracketapplikation, verzeichnen [154]. Jedoch kamen in Ihren Untersuchungen der Haftvermittler Heliobond und statt der Brackets ein Kompositzylinder aus fließfähigem Komposit zum Einsatz.

Bei dem Vergleich der Versuchsreihen 4 und 5 konnten signifikante Unterschiede bezüglich der erzielten Haftfestigkeit aufgezeigt werden ( $p < 0,05$ ).

Die zusätzliche Applikation von Transbond™ XT Primer in der Versuchsreihe 5 führte zu einer Erhöhung der Scher-Abschäl-Kräfte um rund 47 %. Demzufolge ist es durch das zusätzliche Auftragen des Haftvermittlers nach Kariesinfiltration (MW 16,68 MPa) möglich, Haftfestigkeiten zu erzielen, die mit der Referenzreihe (MW 18,12 MPa) vergleichbar sind.

Dieses Ergebnis steht der Hypothese (3) entgegen, dass gleich hohe Haftwerte auf infiltrierten Schmelzflächen, bei Verwendung und bei Verzicht eines zusätzlich konventionellen Schmelzhaftvermittlers, gefunden werden. Gleichwohl könnte der Infiltrant, bezüglich der Mindesthaftkraft, den Haftvermittler ersetzen.

Ein möglicher Grund für die Erhöhung der Haftkräfte durch zusätzliche Applikation von Transbond™ XT Primer könnte in der Stabilisierung der zuvor infiltrierten Bereiche liegen. Der Infiltrant penetriert in die Tiefe der Läsion und verschließt die Poren, anschließend stabilisiert der Haftvermittler durch zusätzliche oberflächliche Penetration eventuell vorhandener Inhomogenitäten die Schmelzoberfläche und führt zu einer Stärkung der Schmelzstruktur. Daher kann die positive Eigenschaft der tiefen Penetration des Infiltranten mit der homogenen oberflächlichen Primerschicht kombiniert und genutzt werden. Weiterführend beeinflusst der hohe TEGDMA Anteil des Infiltranten nicht nur die Penetrationseigenschaften, sondern induziert auch eine dickere Sauerstoffinhibitionsschicht an der Oberfläche [139]. Diese Sauerstoffinhibitionsschicht kann zu einer chemischen Verbindung mit den Monomeren des Transbond™ XT Primers führen.

Die zuvor erwähnte Studie von Wiegand et al. (2011) umfasst auch Haftwerte nach Kariesinfiltration und anschließender Applikation eines konventionellen Haftvermittlers [154]. Die Versuchsreihe, in der Schmelzflächen nach Kariesinfiltration mit einem konventionellen Schmelzprimer (MW 19,8 MPa) benetzt wurden, erzielte ebenfalls höhere Haftwerte gegenüber der Versuchsreihe ohne zusätzlichen Primer (MW 17,5 MPa). Der Unterschied ist statistisch nicht signifikant. Jia et al. (2012) kommen zu ähnlichen Ergebnissen [50]. Sie verzeichneten ebenfalls eine Zunahme der Haftkräfte nach Applikation eines Haftvermittlers auf zuvor infiltrierte bovine Schmelzflächen. Ein direkter Vergleich der Werte ist aufgrund differierender Materialien nicht möglich.

Um die natürlichen Temperaturbelastungen in der Mundhöhle zu imitieren, wurden die infiltrierten Proben der Versuchsreihe 6 vor der Bracketklebung einer künstlichen Alterung durch thermische Wechselbelastung unterzogen. In dieser Gruppe wurde der stärkste Haftverbund gemessen (MW 18,57 MPa).

Es zeigten sich vergleichbare Ergebnisse mit der Kontrollgruppe und der Versuchsreihe 5. Im Vergleich mit der Versuchsreihe 4 konnten signifikant höhere Haftwerte erzielt werden ( $p < 0,001$ ). Diese Ergebnisse lassen keinen negativen Einfluss der Thermowechselbelastung infiltrierter Schmelzflächen auf den Haftverbund kieferorthopädischer Brackets vermuten.

Bei Betrachtung der zuletzt interpretierten Gruppen scheint die Kraft des Haftverbundes eher auf das Schmelzbonding zurückzuführen zu sein. Aber auch das zusätzliche Ätzen der infiltrierten Schmelzflächen könnte zu einer Oberflächenvergrößerung geführt haben und dadurch eine bessere Verbundfestigkeit des Primers ermöglichen.

In der Literatur finden sich keine Haftkraftuntersuchungen an infiltrierten Schmelzflächen nach Thermobelastung. Um den Einfluss einer Speichellagerung auf infiltrierte Schmelzproben zu überprüfen, lagerten Attin et al. (2012) infiltrierte bovine Schmelzproben für 56 Stunden in künstlichem Speichel [8]. Die Speichellagerung wurde ausgewählt um eine gewisse Remineralisation zu ermöglichen und die klinische Situation zu imitieren, in der häufig die Kariesinfiltration und anschließende Bracketklebung aus Zeitgründen nicht möglich ist. Nach der Speichellagerung wurden kieferorthopädische Brackets mit Hilfe klassischer Säurekonditionierung und dem Adhäsivsystem Transbond™ XT befestigt. Die während des Debondings gemessene mittlere Haftkraft von 17 MPa ähnelt den Werten der eigenen Untersuchung. Jedoch zeigte sich in der zuletzt genannten Studie an den infiltrierten Schmelzflächen im Vergleich zur Kontrollgruppe ein deutlicher Haftkraftverlust von knapp 50 %. Dieser Haftverlust konnte in der vorliegenden Untersuchung nicht beobachtet werden.

Hinsichtlich des Frakturmusters wiesen die Versuchsreihen 4 und 5 vorwiegend den ARI-Wert 3 auf, während in der Versuchsreihe 6 der ARI-Wert 2 dominierte. Im Mittel verblieb auf den infiltrierten Schmelzflächen mehr Komposit als in der Kontrollgruppe. Die Hypothese (5a), dass die prätherapeutische Kariesinfiltration die Restadhäsivmenge beeinflusst, kann somit für alle drei Versuchsreihen angenommen werden. Die Lokalisation der Bruchstelle verlagerte sich in Richtung Bracket-Adhäsiv-Grenze.

In keiner der drei Versuchsreihen wurde der ARI-Wert 0, d.h. keine Restadhäsiv auf dem Zahn, dokumentiert. Gleichzeitig wurde ein Rückgang der Schmelzdefekte beobachtet. Das stützt die eingangs formulierte Hypothese (5b), dass an infiltrierten Schmelzflächen nach Debonding weniger Schmelzdefekte zu verzeichnen sind.

Das Debonding nach alleiniger Kariesinfiltration und mit zusätzlichem Schmelzhaftvermittler verursachte nur in 5,3 % bzw. in 7,5 % Schmelzdefekte. Dies bekräftigt die Vermutung, dass die prätherapeutische Kariesinfiltration die Schmelzstruktur stärkt und eine bessere Spannungsverteilung während der Scher-Abschäl-Prüfung ermöglicht. Auch andere Autoren dokumentierten einen schmelzstärkenden Effekt der Kariesinfiltration hinsichtlich der Schmelzdefektrate an demineralisierten Schmelzflächen [8, 50, 86]. Überraschend stellte sich aber in der eigenen Untersuchung die so deutliche Defektreduzierung gegenüber der Kontrollgruppe dar.

Nach Thermocycling der mit Icon® behandelten Schmelzflächen stieg die Schmelzdefektrate auf rund 35 % an. Dies könnte auf eine verstärkte Degradation des Infiltranten durch Wasser und Temperaturbelastung hinweisen.

Die gefundenen Ergebnisse stützen zumindest partiell die Hypothese (2), dass eine prätherapeutische Kariesinfiltration von demineralisierten Schmelzflächen die Haftwerte kieferorthopädischer Brackets beeinflusst. Die Hypothese kann angenommen werden, wenn das Bracket ohne zusätzliche Behandlung der Prüfkörper auf die infiltrierten Schmelzflächen appliziert wird.

#### **4.2.5 Gruppe 7 und 8: Reduktion der Infiltrationsfläche um 50 %**

Für den Haftverbund nach Reduktion der Infiltrationsfläche um 50 % wurden mittlere Haftwerte von 10,52 MPa für Versuchsreihe 7 und 13,29 MPa für Versuchsreihe 8 ermittelt. Gegenüber der Kontrollgruppe sind signifikant geringere Haftwerte zu verzeichnen ( $p < 0,05$ ). Betrachtet man die Versuchsreihen 4 mit 7 und 5 mit 8, so zeigen sich geringere Haftwerte bei identischem Versuchsprotokoll und Reduktion der Infiltrationsfläche. Dieser Unterschied ist nicht signifikant ( $p > 0,05$ ). Das zusätzliche Auftragen von Transbond™ XT Primer auf die infiltrierten Zonen der Prüfkörper in Gruppe 8 führte ebenfalls zur Erhöhung des Haftverbundes gegenüber Gruppe 7.

Die zuvor aufgestellte Hypothese (4), dass die Reduktion der Infiltrationsfläche einen Einfluss auf die Haftkraft ausübt, kann nicht uneingeschränkt angenommen werden.

Für die klinische Anwendung zeigt sich, dass auch eine Reduktion der Infiltrationsfläche akzeptable Haftwerte liefert. Allerdings ist es aus ästhetischen Gesichtspunkten sinnvoll über die Initialläsionen hinaus zu ätzen und zu infiltrieren. Die zusätzliche Behandlung gesunder Schmelzzonen beansprucht nicht nur mehr Zeit, aufgrund der zusätzlichen Arbeitsschritte werden auch unnötige Fehlerquellen eingebaut. Frühere Untersuchungen ergaben keine Nachteile im Hinblick auf die Haftkraft und der Menge an Restadhäsiv bei Infiltration gesunder Schmelzflächen [50, 86, 154], so dass hier zu einer vollständigen Infiltration der vestibulären Zahnfläche geraten wird.

## 5 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit lassen folgende Schlussfolgerungen zu:

1. Die Kariesinfiltration von demineralisierten Schmelzflächen kann vor der adhäsiven Bracketbefestigung angewendet werden.
2. Der Einsatz von Icon® in Kombination mit Transbond™ XT ergibt zuverlässigere Festigkeitswerte.
3. Die adhäsive Bracketbefestigung auf langzeitinfiltrierten Schmelzflächen ist ohne Einbuße der Haftkraft durchführbar.
4. Eine Reduktion der Infiltrationsfläche ist in Hinsicht auf die Haftfestigkeit von kieferorthopädischen Brackets zu erwägen, aber aus zeitlichen Gründen und ästhetischen Aspekten wird empfohlen über die demineralisierten Grenzen hinaus zu infiltrieren.
5. Auf kariesinfiltrierten Schmelzflächen verbleibt nach Debonding mehr Komposit zurück, bei gleichzeitiger Abnahme der Schmelzdefektrate.
6. Der Verzicht eines Haftvermittlers ermöglicht auf gesunden und demineralisierten sowie infiltrierten Schmelzflächen klinisch akzeptable Haftkräfte.

## 6 Zusammenfassung

Ziel dieser Untersuchung war die Analyse möglicher Unterschiede in der Scher-Abschäl-Haftkraft von kieferorthopädischer Brackets bei prätherapeutischer Verwendung eines Kariesinfiltranten. Des Weiteren sollte geprüft werden, ob die Anwendung eines konventionellen Haftvermittlers einen Einfluss auf die Haftkraft ausübt. Dazu wurden 360 frisch extrahierte bovine Inzisiven mit standardisierter polierter Schmelzoberfläche randomisiert auf 9 Gruppen à 40 Proben verteilt. Zum Einsatz kamen kieferorthopädische Metallbrackets (Twin Diamond für Zahn 12), der Kariesinfiltrant Icon® und das Adhäsivsystem Transbond™ XT. Nach individueller Vorbehandlung der gesunden und demineralisierten Schmelzflächen mit und ohne Transbond™ XT Primer, Icon® (eine Versuchsreihe mit anschließendem Thermocycling) oder Kombination beider Materialien, wurden die Brackets auf die Bukkalflächen geklebt. Die Prüfkörper lagerten für 24 Stunden in Aqua dest.. Anschließend wurden die Prüfkörper mit einer Einbetthilfe fixiert und in Kaltpolymerisat eingebettet. Das Debonding erfolgte parallel zur Bracketbasis in einer Universalprüfmaschine und die integrierte Software zeichnete die Kraft zum Zeitpunkt des Bracketabrisses auf. Die Adhäsivreste wurden unter mikroskopischer Vergrößerung nach dem Adhesive Remnant Index (ARI und Ari mod) unterteilt und dokumentiert, vorhandene Schmelzausrisse wurden rasterelektronenmikroskopisch verifiziert.

Die signifikant höchsten Haftwerte (MW 18,57 MPa) erzielte die Versuchsgruppe, deren demineralisierte Schmelzflächen mit Icon® infiltriert wurden und vor Bracketklebung einem Thermocycling unterzogen wurden. Dazu vergleichbare Werte wurden für folgende Versuchsreihen gefunden: 1: Kontrollgruppe (MW 18,12 MPa) 2: gesunde Schmelzflächen auf denen Brackets ohne Transbond™ XT Primer befestigt wurden (MW 17,87 MPa) 3: Bracketklebung mit dem Adhäsivsystem Transbond™ XT auf demineralisierten Schmelzflächen (MW 16,26 MPa) 4: demineralisierte Schmelzflächen, die mit Icon infiltriert wurden und anschließende Bracketklebung mit dem Adhäsivsystem Transbond™ XT (MW 16,68 MPa). Signifikant geringere Haftwerte erzielten die Brackets auf den demineralisierten infiltrierten Schmelzflächen bei Verzicht von Transbond XT™ Primer (MW 11,35 MPa) und beide Versuchsreihen, deren Infiltrationsfläche um 50 % reduziert wurde (MW 10,52 MPa und 13,29 MPa). Auf den mit Icon® behandelten Schmelzflächen verblieb im Mittel mehr Restadhäsiv, bei gleichzeitiger Schmelzdefektzunahme.

Klinisch akzeptable Haftwerte konnten für alle, bis auf die Versuchsreihe, die aufgrund nicht messbarer Haftkräfte vorzeitig eingestellt wurde, angewandten Materialkombinationen erzielt werden. Trotzdem zeigt der Verzicht eines konventionellen Haftvermittlers auf infiltrierten Schmelzoberflächen und die Reduktion der Infiltrationsflächen eine Minderung der Haftkraft. Die Applikation kieferorthopädischer Brackets auf demineralisierten Zahnschmelz führte zu multiplen Schmelzdefekten und sollte vermieden werden. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die prätherapeutische Kariesinfiltration Einfluss auf die Höhe der in vitro ermittelten Haftwerte ausüben kann und die Anwendung eines Haftvermittlers die Haftwerte erhöht. Aufgrund der Ergebnisse dieser in vitro Studie erscheint die klinische Evaluation der getesteten minimalinvasiven Kariesinfiltration vor der adhäsiven Bracketapplikation gerechtfertigt.



## 7 Literaturverzeichnis

1. Albaladejo A, Montero J, Gomez de Diego R, Lopez-Valverde A. Effect of adhesive application prior to bracket bonding with flowable composites. *The Angle orthodontist*. 2011 Jul;81(4):716-20
2. Algera TJ, Kleverlaan CJ, Prah-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of different bracket base surfaces on tensile and shear bond strength. *European journal of orthodontics*. 2008 Oct;30(5):490-4
3. Ardu S, Castioni NV, Benbachir N, Krejci I. Minimally invasive treatment of white spot enamel lesions. *Quintessence international*. 2007 Sep;38(8):633-6
4. Arends J, Jongebloed WL. Crystallites dimensions of enamel. *Journal de biologie buccale*. 1978 Sep;6(3):161-71
5. Arici S, Caniklioglu CM, Arici N, Ozer M, Oguz B. Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement. *The Angle orthodontist*. 2005 Mar;75(2):254-9
6. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American journal of orthodontics*. 1984 Apr;85(4):333-40
7. Artun J, Thylstrup A. A 3-year clinical and SEM study of surface changes of carious enamel lesions after inactivation. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1989 Apr;95(4):327-33
8. Attin R, Stawarczyk B, Kecik D, Knosel M, Wiechmann D, Attin T. Shear bond strength of brackets to demineralize enamel after different pretreatment methods. *The Angle orthodontist*. 2012 Jan;82(1):56-61
9. Baysal A, Uysal T. Do enamel microabrasion and casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate affect shear bond strength of orthodontic brackets bonded to a demineralized enamel surface? *The Angle orthodontist*. 2012 Jan;82(1):36-41
10. Belli R, Rahiotis C, Schubert EW, Baratieri LN, Petschelt A, Lohbauer U. Wear and morphology of infiltrated white spot lesions. *Journal of dentistry*. 2011 May;39(5):376-85
11. Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Jakobsen JR. Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1999 Jan;115(1):24-8
12. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1999 Dec;116(6):616-20
13. Bishara SE, VonWald L, Olsen ME, Laffoon JF, Jakobsen JR. Effect of light-cure time on the initial shear bond strength of a glass-ionomer adhesive. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of*

- Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics. 2000 Feb;117(2):164-8
14. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *Journal of the American Dental Association*. 1962 Mar;64:378-87
  15. Brauchli L, Muscillo T, Steineck M, Wichelhaus A. Influence of enamel conditioning on the shear bond strength of different adhesives. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopädie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft für Kieferorthopädie*. 2010 Nov;71(6):411-20
  16. Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *Journal of dental research*. 1972 Mar-Apr;51(2):461-7
  17. Buskes JA, Christoffersen J, Arends J. Lesion formation and lesion remineralization in enamel under constant composition conditions. A new technique with applications. *Caries research*. 1985;19(6):490-6
  18. Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI. Shear bond strength of metal brackets on enamel. *The Angle orthodontist*. 2006 Sep;76(5):851-6
  19. Crim GA, Swartz ML, Phillips RW. Comparison of four thermocycling techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1985 Jan;53(1):50-3
  20. Croll TP. Bonded resin sealant for smooth surface enamel defects: new concepts in "microrestorative" dentistry. *Quintessence international*. 1987 Jan;18(1):5-10
  21. Dibdin GH. The stability of water in human dental enamel studied by proton nuclear magnetic resonance. *Archives of oral biology*. 1972 Mar;17(3):433-7
  22. Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *American journal of orthodontics*. 1981 May;79(5):500-22
  23. Diedrich P. *Praxis der Zahnheilkunde. Bracket-Adhäsivtechnik*. 11/II. München: Urban und Fischer Verlag; 2000. p. 170-88.
  24. Edmunds DH, Whittaker DK, Green RM. Suitability of human, bovine, equine, and ovine tooth enamel for studies of artificial bacterial carious lesions. *Caries research*. 1988;22(6):327-36
  25. Ekstrand KR, Bakhshandeh A, Martignon S. Treatment of proximal superficial caries lesions on primary molar teeth with resin infiltration and fluoride varnish versus fluoride varnish only: efficacy after 1 year. *Caries research*. 2010;44(1):41-6
  26. Elekdag-Turk S, Turk T, Isci D, Ozkalayci N. Thermocycling effects on shear bond strength of a self-etching primer. *The Angle orthodontist*. 2008 Mar;78(2):351-6
  27. Esser M, Tinschert J, Marx R. Materialkennwerte der Zahnhartsubstanz des Rindes im Vergleich zur humanen Zahnhartsubstanz. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1998;53(10):713-7
  28. Featherstone JD. Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride. *Community dentistry and oral epidemiology*. 1999 Feb;27(1):31-40

29. Featherstone JD. The continuum of dental caries--evidence for a dynamic disease process. *Journal of dental research*. 2004;83 Spec No C:C39-42
30. Featherstone JD. Remineralization, the natural caries repair process--the need for new approaches. *Advances in dental research*. 2009;21(1):4-7
31. Featherstone JD, Duncan JF, Cutress TW. A mechanism for dental caries based on chemical processes and diffusion phenomena during in-vitro caries simulation on human tooth enamel. *Archives of oral biology*. 1979;24(2):101-12
32. Featherstone JD, Zero DT. An in situ model for simultaneous assessment of inhibition of demineralization and enhancement of remineralization. *Journal of dental research*. 1992 Apr;71 Spec No:804-10
33. Fitzpatrick DA, Way DC. The effects of wear, acid etching, and bond removal on human enamel. *American journal of orthodontics*. 1977 Dec;72(6):671-81
34. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1992 Jul;8(4):265-9
35. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *British journal of orthodontics*. 1994 Feb;21(1):33-43
36. Frank RM. Structural events in the caries process in enamel, cementum, and dentin. *Journal of dental research*. 1990 Feb;69 Spec No:559-666
37. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*. 1999 Feb;27(2):89-99
38. Geurtsen W, Schwarze T, Gunay H. Diagnosis, therapy, and prevention of the cracked tooth syndrome. *Quintessence international*. 2003 Jun;34(6):409-17
39. Goncalves F, Pfeifer CC, Stansbury JW, Newman SM, Braga RR. Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010 Jul;26(7):697-703
40. Goodis HE, Marshall GW, Jr., White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1993 Mar;9(2):79-84
41. Gray GB, Shellis P. Infiltration of resin into white spot caries-like lesions of enamel: an in vitro study. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2002 Mar;10(1):27-32
42. Gwinnett AJ. Human prismless enamel and its influence on sealant penetration. *Archives of oral biology*. 1973 Mar;18(3):441-4
43. Hajrassie MK, Khier SE. In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2007 Mar;131(3):384-90

44. Hammad SM, El Banna M, El Zayat I, Mohsen MA. Effect of resin infiltration on white spot lesions after debonding orthodontic brackets. *American journal of dentistry*. 2012 Feb;25(1):3-8
45. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. München: Urban und Fischer Verlag; 2003.
46. Hicks MJ, Silverstone LM. Internal morphology of surface zones from acid-etched caries-like lesions: a scanning electron microscopic study. *Journal of dental research*. 1985 Nov;64(11):1296-301
47. Hobson RS, McCabe JF, Hogg SD. Bond strength to surface enamel for different tooth types. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2001 Mar;17(2):184-9
48. Hosein I, Sherriff M, Ireland AJ. Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2004 Dec;126(6):717-24
49. Huang TT, He LH, Darendeliler MA, Swain MV. Nano-indentation characterisation of natural carious white spot lesions. *Caries research*. 2010;44(2):101-7
50. Jia L, Stawarczyk B, Schmidlin PR, Attin T, Wiegand A. Effect of caries infiltrant application on shear bond strength of different adhesive systems to sound and demineralized enamel. *The journal of adhesive dentistry*. 2012 Dec;14(6):569-74
51. Karlinsey RL, Mackey AC, Walker TJ, Frederick KE, Blanken DD, Flaig SM, et al. In vitro remineralization of human and bovine white-spot enamel lesions by NaF dentifrices: A pilot study. *Journal of dentistry and oral hygiene*. 2011 Feb;3(2):22-9
52. Katona TR. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1997 Sep;112(3):244-51
53. Kidd EA. The histopathology of enamel caries in young and old permanent teeth. *British dental journal*. 1983 Sep 24;155(6):196-8
54. Kidd EA, Fejerskov O. What constitutes dental caries? Histopathology of carious enamel and dentin related to the action of cariogenic biofilms. *Journal of dental research*. 2004;83 Spec No C:C35-8
55. Kielbassa AM, Hellwig E, Meyer-Lueckel H. Effects of irradiation on in situ remineralization of human and bovine enamel demineralized in vitro. *Caries research*. 2006;40(2):130-5
56. Kim S, Kim EY, Jeong TS, Kim JW. The evaluation of resin infiltration for masking labial enamel white spot lesions. *International journal of paediatric dentistry / the British Paedodontic Society [and] the International Association of Dentistry for Children*. 2011 Jul;21(4):241-8
57. Klinger HG, Wiedemann W. Grenzen der Remineralisierbarkeit initialer Karies. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1985 Jan;40(1):16-22

58. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005 Feb;21(2):139-44
59. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005 May;21(5):391-6
60. Klocke A, Kahl-Nieke B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2006 Feb;129(2):261-5
61. Koenig KG. *Karies und Parodontopathien: Ätiologie und Prophylaxe*. Stuttgart: Thieme; 1987.
62. Koerber K, Ludwig K. *Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie*. Stuttgart: Thieme; 1993.
63. Krell KV, Courey JM, Bishara SE. Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1993 Mar;103(3):258-66
64. Lee YE, Baek HJ, Choi YH, Jeong SH, Park YD, Song KB. Comparison of remineralization effect of three topical fluoride regimens on enamel initial carious lesions. *Journal of dentistry*. 2010 Feb;38(2):166-71
65. Legler LR, Retief DH, Bradley EL. Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1990 Aug;98(2):154-60
66. Lloyd BA, McGinley MB, Brown WS. Thermal stress in teeth. *Journal of dental research*. 1978 Apr;57(4):571-82
67. Lutz F, Mormann W, Lutz T. Schmelzsprünge durch die Vitalitätsprüfung mit Kohlensäureschnee. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 1974 Jul;84(7):709-25
68. Macieski K, Rocha R, Locks A, Ribeiro GU. Effects evaluation of remaining removal (three modes) on enamel surface after bracket debonding. *Dental Press J Orthod*. 2011;16(5):146-54
69. Martignon S, Ekstrand KR, Ellwood R. Efficacy of sealing proximal early active lesions: an 18-month clinical study evaluated by conventional and subtraction radiography. *Caries research*. 2006;40(5):382-8
70. Martignon S, Ekstrand KR, Gomez J, Lara JS, Cortes A. Infiltrating/sealing proximal caries lesions: a 3-year randomized clinical trial. *Journal of dental research*. 2012 Mar;91(3):288-92

71. Mattousch TJ, van der Veen MH, Zentner A. Caries lesions after orthodontic treatment followed by quantitative light-induced fluorescence: a 2-year follow-up. *European journal of orthodontics*. 2007 Jun;29(3):294-8
72. Mellberg JR. Hard-tissue substrates for evaluation of cariogenic and anti-cariogenic activity in situ. *Journal of dental research*. 1992 Apr;71 Spec No:913-9
73. Mellberg JR, Loertscher KL. Comparison of in vitro fluoride uptake by human and bovine enamel from acidulated phosphate-fluoride solutions. *Journal of dental research*. 1974 Jan-Feb;53(1):64-7
74. Meyer-Lueckel H, Bitter K, Paris S. Randomized controlled clinical trial on proximal caries infiltration: three-year follow-up. *Caries research*. 2012;46(6):544-8
75. Meyer-Lueckel H, Chatzidakis A, Naumann M, Dorfer CE, Paris S. Influence of application time on penetration of an infiltrant into natural enamel caries. *Journal of dentistry*. 2011 Jul;39(7):465-9
76. Meyer-Lueckel H, Paris S. Improved resin infiltration of natural caries lesions. *Journal of dental research*. 2008 Dec;87(12):1112-6
77. Meyer-Lueckel H, Paris S. Progression of artificial enamel caries lesions after infiltration with experimental light curing resins. *Caries research*. 2008;42(2):117-24
78. Meyer-Lueckel H, Paris S. Infiltration of natural caries lesions with experimental resins differing in penetration coefficients and ethanol addition. *Caries research*. 2010;44(4):408-14
79. Meyer-Lueckel H, Paris S. Kariesinfiltration in der Kinder-und Jugendzahnheilkunde. *Oralprophylaxe & Kinderzahnheilkunde*. 2010;32:113-21
80. Meyer-Lueckel H, Paris S, Kielbassa AM. Surface layer erosion of natural caries lesions with phosphoric and hydrochloric acid gels in preparation for resin infiltration. *Caries research*. 2007;41(3):223-30
81. Meyer-Lueckel H, Paris S, Mueller J, Colfen H, Kielbassa AM. Influence of the application time on the penetration of different dental adhesives and a fissure sealant into artificial subsurface lesions in bovine enamel. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006 Jan;22(1):22-8
82. Mortier E, Gerdolle DA, Dahoun A, Panighi MM. Influence of initial water content on the subsequent water sorption and solubility behavior in restorative polymers. *American journal of dentistry*. 2005 Jun;18(3):177-81
83. Mueller J, Meyer-Lueckel H, Paris S, Hopfenmuller W, Kielbassa AM. Inhibition of lesion progression by the penetration of resins in vitro: influence of the application procedure. *Operative dentistry*. 2006 May-Jun;31(3):338-45
84. Mundstock KS, Sadowsky PL, Lacefield W, Bae S. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1999 Dec;116(6):635-41

85. Murray SD, Hobson RS. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2003 Jan;123(1):2-9
86. Naidu E, Stawarczyk B, Tawakoli PN, Attin R, Attin T, Wiegand A. Shear bond strength of orthodontic resins after caries infiltrant preconditioning. *The Angle orthodontist*. 2013 Mar;83(2):306-12
87. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *Journal of dental research*. 1983 Oct;62(10):1076-81
88. Neuhaus KW, Graf M, Lussi A, Katsaros C. Late infiltration of post-orthodontic white spot lesions. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie*. 2010 Nov;71(6):442-7
89. Nguyen TT, Miller A, Orellana MF. Characterization of the porosity of human dental enamel and shear bond strength in vitro after variable etch times: initial findings using the BET method. *The Angle orthodontist*. 2011 Jul;81(4):707-15
90. O'Brien KD, Watts DC, Read MJ. Residual debris and bond strength--is there a relationship? *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1988 Sep;94(3):222-30
91. O'Brien KD, Watts DC, Read MJ. Light cured direct bonding--is it necessary to use a primer? *European journal of orthodontics*. 1991 Feb;13(1):22-6
92. O'Reilly MM, Featherstone JD. Demineralization and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1987 Jul;92(1):33-40
93. Oesterle LJ, Shellhart WC. Effect of aging on the shear bond strength of orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2008 May;133(5):716-20
94. Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1998 Nov;114(5):514-9
95. Oesterle LJ, Shellhart WC, Fisher A. Effect of primer precuring on the shear bond strength of orthodontic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2004 Dec;126(6):699-702
96. Ogaard B, Rolla G, Arends J. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1988 Jul;94(1):68-73

97. Ogaard B, Ten Bosch JJ. Regression of white spot enamel lesions. A new optical method for quantitative longitudinal evaluation in vivo. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1994 Sep;106(3):238-42
98. Ortendahl TW, Thilander B. Use of glass-ionomers for bracket bonding--an ex vivo study evaluating a testing device for in vivo purposes. *European journal of orthodontics*. 1998 Apr;20(2):201-8
99. Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *Journal of oral rehabilitation*. 2001 Dec;28(12):1106-15
100. Ozturk B, Malkoc S, Koyuturk AE, Catalbas B, Ozer F. Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *European journal of orthodontics*. 2008 Aug;30(4):407-12
101. Paris S, Bitter K, Naumann M, Dorfer CE, Meyer-Lueckel H. Resin infiltration of proximal caries lesions differing in ICDAS codes. *European journal of oral sciences*. 2011 Apr;119(2):182-6
102. Paris S, Dorfer CE, Meyer-Lueckel H. Surface conditioning of natural enamel caries lesions in deciduous teeth in preparation for resin infiltration. *Journal of dentistry*. 2010 Jan;38(1):65-71
103. Paris S, Hopfenmuller W, Meyer-Lueckel H. Resin infiltration of caries lesions: an efficacy randomized trial. *Journal of dental research*. 2010 Aug;89(8):823-6
104. Paris S, Meyer-Lueckel H. Masking of labial enamel white spot lesions by resin infiltration--a clinical report. *Quintessence international*. 2009 Oct;40(9):713-8
105. Paris S, Meyer-Lueckel H. Infiltrants inhibit progression of natural caries lesions in vitro. *Journal of dental research*. 2010 Nov;89(11):1276-80
106. Paris S, Meyer-Lueckel H. Inhibition of caries progression by resin infiltration in situ. *Caries research*. 2010;44(1):47-54
107. Paris S, Meyer-Lueckel H, Colfen H, Kielbassa AM. Penetration coefficients of commercially available and experimental composites intended to infiltrate enamel carious lesions. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007 Jun;23(6):742-8
108. Paris S, Meyer-Lueckel H, Colfen H, Kielbassa AM. Resin infiltration of artificial enamel caries lesions with experimental light curing resins. *Dental materials journal*. 2007 Jul;26(4):582-8
109. Paris S, Meyer-Lueckel H, Kielbassa AM. Resin infiltration of natural caries lesions. *Journal of dental research*. 2007 Jul;86(7):662-6
110. Paris S, Meyer-Lueckel H, Mueller J, Hummel M, Kielbassa AM. Progression of sealed initial bovine enamel lesions under demineralizing conditions in vitro. *Caries research*. 2006;40(2):124-9



111. Paris S, Soviero VM, Chatzidakis AJ, Meyer-Lueckel H. Penetration of experimental infiltrants with different penetration coefficients and ethanol addition into natural caries lesions in primary molars. *Caries research*. 2012;46(2):113-7
112. Pickett KL, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *The Angle orthodontist*. 2001 Apr;71(2):141-8
113. Pus MD, Way DC. Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques. *American journal of orthodontics*. 1980 Mar;77(3):269-83
114. Putt MS, Kleber CJ, Muhler JC. A comparison of the polishing properties of human and bovine enamel. *Journal of dental research*. 1980 Jul;59(7):1177
115. Radlanski RJ. *Orale Struktur-und Entwicklungsbiologie*. Berlin: Quintessence Verlag; 2011.
116. Reeh ES, Douglas WH, Levine MJ. Lubrication of human and bovine enamel compared in an artificial mouth. *Archives of oral biology*. 1995 Nov;40(11):1063-72
117. Reeves GW, Fitchie JG, Hembree JH, Jr., Puckett AD. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Operative dentistry*. 1995 Nov-Dec;20(6):230-5
118. Reimann S, Mezey J, Daratsianos N, Jager A, Bourauel C. The influence of adhesives and the base structure of metal brackets on shear bond strength. *Journal of orofacial orthopedics = Fortschritte der Kieferorthopadie : Organ/official journal Deutsche Gesellschaft fur Kieferorthopadie*. 2012 May;73(3):184-93
119. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *The journal of adhesive dentistry*. 2004 Summer;6(2):117-21
120. Retief DH. Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *Journal of oral rehabilitation*. 1974 Jul;1(3):265-84
121. Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *American journal of dentistry*. 1990 Dec;3(6):253-8
122. Retief DH, Woods E. Is a low viscosity bonding resin necessary? *Journal of oral rehabilitation*. 1981 May;8(3):255-66
123. Rider M, Kenny B, Tanner AN. The effect of enamel bonding agents on in vitro composite bond strengths. *Journal of dentistry*. 1977 Dec;5(4):295-302
124. Ripa LW, Gwinnett AJ, Buonocore MG. The "prismless" outer layer of deciduous and permanent enamel. *Archives of oral biology*. 1966 Jan;11(1):41-8
125. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2001 Jan;119(1):36-42
126. Robinson C, Brookes SJ, Kirkham J, Wood SR, Shore RC. In vitro studies of the penetration of adhesive resins into artificial caries-like lesions. *Caries research*. 2001 Mar-Apr;35(2):136-41

127. Robinson C, Hallsworth AS, Weatherell JA, Kunzel W. Arrest and control of carious lesions: a study based on preliminary experiments with resorcinol-formaldehyde resin. *Journal of dental research*. 1976 Sep-Oct;55(5):812-8
128. Rocha Gomes Torres C, Borges AB, Torres LM, Gomes IS, de Oliveira RS. Effect of caries infiltration technique and fluoride therapy on the colour masking of white spot lesions. *Journal of dentistry*. 2011 Mar;39(3):202-7
129. Sabatoski MA, Maruo IT, Camargo ES, Filho OG, Tanaka OM, Maruo H. Influence of natural bovine enamel roughness on bond strength after etching. *The Angle orthodontist*. 2010 May;80(3):562-9
130. Saleh F, Taymour N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. *Eastern Mediterranean health journal = La revue de sante de la Mediterranee orientale = al-Majallah al-sihhiyah li-sharq al-mutawassit*. 2003 Jan-Mar;9(1-2):201-7
131. Sanches RP, Otani C, Damiao AJ, Miyakawa W. AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron*. 2009 Jun;40(4):502-6
132. Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ. Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Brazilian oral research*. 2008 Oct-Dec;22(4):352-7
133. Schiffer A, Jost-Brinkmann PG, Miethke RR. Die Zugfestigkeit von Bracketklebungen in Abhängigkeit von der Klebeschichtstärke--eine in-vitro-Untersuchung. *Fortschritte der Kieferorthopädie*. 1992 Oct;53(5):297-303
134. Schmidlin PR, Zehnder M, Pasqualetti T, Imfeld T, Besek MJ. Penetration of a bonding agent into De- and remineralized enamel in vitro. *The journal of adhesive dentistry*. 2004 Summer;6(2):111-5
135. Schroeder H. *Pathobiologie oraler Strukturen. Zähne-Pulpa-Parodont*. München: Karger; 1991.
136. Schroeder H. *Orale Strukturbiologie*. Stuttgart: Thieme; 2000.
137. Shahabi M, Heravi F, Mokhber N, Karamad R, Bishara SE. Effects on shear bond strength and the enamel surface with an enamel bonding agent. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2010 Mar;137(3):375-8
138. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2003 Jul;124(1):74-82
139. Shawkat ES, Shortall AC, Addison O, Palin WM. Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009 Nov;25(11):1338-46
140. Shooter KJ, Griffin MP, Kerr B. The effect of changing crosshead speed on the shear bond strength of orthodontic bonding adhesive. *Australian orthodontic journal*. 2012 May;28(1):44-50

141. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi E. Volumetric dimensional changes of dental light-cured dimethacrylate resins after sorption of water or ethanol. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008 Aug;24(8):1131-6
142. Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ. Dynamic factors affecting lesion initiation and progression in human dental enamel. II. Surface morphology of sound enamel and carieslike lesions of enamel. *Quintessence international*. 1988 Nov;19(11):773-85
143. Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ. Dynamic factors affecting lesion initiation and progression in human dental enamel. Part I. The dynamic nature of enamel caries. *Quintessence international*. 1988 Oct;19(10):683-711
144. Surmont P, Dermaut L, Martens L, Moors M. Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: an in vitro study. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1992 May;101(5):414-9
145. Tang AT, Bjorkman L, Adamczak E, Andlin-Sobocki A, Ekstrand J. In vitro shear bond strength of orthodontic bondings without liquid resin. *Acta odontologica Scandinavica*. 2000 Feb;58(1):44-8
146. Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV. The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Archives of oral biology*. 1998 Apr;43(4):305-11
147. Tosun G, Sener Y, Sengun A. Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel. *Dental materials journal*. 2007 Jan;26(1):116-21
148. Ushigome T, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Influence of peroxide treatment on bovine enamel surface--cross-sectional analysis. *Dental materials journal*. 2009 May;28(3):315-23
149. Vila Verde A, Ramos MM, Stoneham AM. Benefits in cost and reduced discomfort of new techniques of minimally invasive cavity treatment. *Journal of dental research*. 2009 Apr;88(4):297-9
150. Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1991 Jul;100(1):72-9
151. Weatherell JA. Composition of dental enamel. *British medical bulletin*. 1975 May;31(2):115-9
152. Weatherell JA, Robinson C, Hallsworth AS. Variations in the chemical composition of human enamel. *Journal of dental research*. 1974 Mar-Apr;53(2):180-92
153. Wendl B, Droschl H. A comparative in vitro study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. *European journal of orthodontics*. 2004 Oct;26(5):535-44

154. Wiegand A, Stawarczyk B, Kolakovic M, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin PR. Adhesive performance of a caries infiltrant on sound and demineralised enamel. *Journal of dentistry*. 2011 Feb;39(2):117-21
155. Wiegand A, Vollmer D, Foitzik M, Attin R, Attin T. Efficacy of different whitening modalities on bovine enamel and dentin. *Clinical oral investigations*. 2005 Jun;9(2):91-7
156. Williams VD, Svare CW. The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength. *Journal of dental research*. 1985 Feb;64(2):151-4
157. Willmot DR. White lesions after orthodontic treatment: does low fluoride make a difference? *Journal of orthodontics*. 2004 Sep;31(3):235-42
158. Yang F, Mueller J, Kielbassa AM. Surface substance loss of subsurface bovine enamel lesions after different steps of the resinous infiltration technique: a 3D topography analysis. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*. 2012 Jul;100(2):172-80
159. Zachrisson BU, Skogan O, Hoymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *American journal of orthodontics*. 1980 Mar;77(3):307-19
160. Zanet CG, Fava M, Alves LA. In vitro evaluation of the microhardness of bovine enamel exposed to acid solutions after bleaching. *Brazilian oral research*. 2011 Nov-Dec;25(6):562-7

## 8 Anhang

### 8.1 Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Analysis of Variance
aqua dest.	Aqua destillata
ARI	Adhesive Remnant Index
ARI mod	Adhesive Remnant Index modifiziert
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
et al.	et altera
Gew. %	Gewichtsprozent
H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub>	Phosphorsäure
MHDP	Methylendiphosphonsäure
MPa	Megapascal
MW	Mittelwert
N	Newton
PK	Penetrationskoeffizient
SD	Standardabweichung
TEGDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
U/min	Umdrehung pro Minute
W/cm <sup>2</sup>	Watt pro Quadratcentimeter
WSL	White-Spot-Läsion
z. B.	zum Beispiel
µm	Mikrometer

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest								
	MPA1	MPA2	MPA3	MPA4	MPA5	MPA6	MPA7	MPA8
Kolmogorov-Smirnov-Z	0,45	0,52	0,41	0,47	0,62	0,83	1,06	0,90
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,99	0,95	1,00	0,98	0,83	0,50	0,21	0,40

Tabelle 13: Darstellung der Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests.

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 5	Gruppe 6	Gruppe 7	Gruppe 8
MW	18,12 <sup>A</sup>	17,87 <sup>A</sup>	16,26 <sup>AB</sup>	11,35 <sup>C</sup>	16,68 <sup>AB</sup>	18,57 <sup>A</sup>	10,52 <sup>C</sup>	13,29 <sup>BC</sup>
Levene	0,243							
ANOVA	<0,001							

Tabelle 14: Übersichtstabelle Mittelwerte (MW), Levene Test und ANOVA. Ungleiche Buchstaben ( $p < 0,05$  Scheffé-Test) kennzeichnen Unterschiede zwischen den Versuchsreihen.

Gruppen	ARI							
	Anzahl und prozentuale Verteilung							
	0		1		2		3	
n	%	n	%	n	%	n	%	
1	3	7,5	3	7,5	29	72,5	5	12,5
2	4	10	2	5	29	72,5	5	12,5
3	3	7,7	8	20,5	13	33,3	15	38,5
4	0	0	1	2,6	14	36,8	23	60,5
5	0	0	0	0	17	42,5	23	57,5
6	0	0	1	2,5	22	55	17	42,5
7	1	2,6	15	38,5	19	48,7	4	10,3
8	0	0	9	23	15	38,5	15	38,5
1-8	11	3,5	39	12,4	158	50,2	107	34

Tabelle 15: Anzahl und prozentuale Verteilung ARI.

Gruppe	ARI mod									
	Anzahl und prozentuale Verteilung									
	0		1		2		3		4	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
<b>1</b>	<b>0</b>	0	<b>0</b>	0	<b>16</b>	40	<b>5</b>	12,5	<b>19</b>	47,5
<b>2</b>	<b>0</b>	0	<b>0</b>	0	<b>21</b>	52,5	<b>5</b>	12,5	<b>14</b>	35
<b>3</b>	<b>0</b>	0	<b>0</b>	0	<b>3</b>	7,7	<b>15</b>	38,5	<b>21</b>	53,8
<b>4</b>	<b>0</b>	0	<b>0</b>	0	<b>13</b>	34,2	<b>23</b>	60,5	<b>2</b>	5,3
<b>5</b>	<b>0</b>	0	<b>0</b>	0	<b>14</b>	35	<b>23</b>	57,5	<b>3</b>	7,5
<b>6</b>	<b>0</b>	0	<b>0</b>	0	<b>9</b>	22,5	<b>17</b>	42,5	<b>14</b>	35
<b>7</b>	<b>0</b>	0	<b>0</b>	0	<b>13</b>	33,3	<b>4</b>	10,3	<b>22</b>	56,4
<b>8</b>	<b>0</b>	0	<b>0</b>	0	<b>6</b>	15,4	<b>15</b>	38,5	<b>18</b>	46,2
<b>1-8</b>	<b>0</b>	0	<b>0</b>	0	<b>95</b>	30,2	<b>107</b>	34	<b>113</b>	35,9

**Tabelle 16: Anzahl und prozentuale Verteilung ARI mod.**

## 8.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Materialkennwerte von Rinderschmelz und Humanschmelz. ....	5
Tabelle 2:	Anwendungsmöglichkeiten der Kariesinfiltration.....	16
Tabelle 3:	Kontraindikationen der Kariesinfiltration. ....	16
Tabelle 4:	Anwendungsbeschränkungen der Kariesinfiltration.....	16
Tabelle 5:	Inhaltsstoffe des Adhäsivsystems Transbond™ XT. ....	21
Tabelle 6:	Inhaltsstoffe des Kariesinfiltranten Icon®. ....	22
Tabelle 7:	Zusammensetzung der Demineralisationslösung (Buskes et al. 1985). ....	25
Tabelle 8:	Versuchsdesign.....	27
Tabelle 9:	Unterteilung von ARI und ARI mod. ....	35
Tabelle 10:	Versuchsbeschreibung für die 8 Gruppen.....	37
Tabelle 11:	Darstellung der Scher-Abschäl-Kräfte in MPa je Gruppe. ....	38
Tabelle 12:	Ergebnisse der Signifikanzanalyse mit dem post hoc Scheffé-Test.....	40
Tabelle 13:	Darstellung der Ergebnisse des Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstests.....	90
Tabelle 14:	Übersichtstabelle Mittelwerte (MW), Levene Test und ANOVA.....	90
Tabelle 15:	Anzahl und prozentuale Verteilung ARI. ....	90
Tabelle 16:	Anzahl und prozentuale Verteilung ARI mod.....	91

### 8.3 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Darstellung der retentiven Bracketbasis (Zahn 12).....	20
Abbildung 2:	Vorbereitete bovine Inzisiven. ....	23
Abbildung 3:	REM-Aufnahme zur Kontrolle der Demineralisationstiefe (REM 400-fach).....	25
Abbildung 4:	Darstellung der Positionierungshilfe. ....	31
Abbildung 5:	Seitenansicht der eingebetteten Prüfkörper. ....	32
Abbildung 6:	Abschervorrichtung mit eingespanntem Prüfkörper. ....	32
Abbildung 7:	Schraubzwinde zur Aufnahme des Einbettblockes und Scherstempel. ....	33
Abbildung 8:	Eingespannte Prüfkörper vor der Haftkraftmessung. ....	33
Abbildung 9:	Der Scherstempel belastet das Bracket basisnah im rechten Winkel. ....	33
Abbildung 10:	Von der Prüfmaschine dokumentiertes Kraft-Weg-Diagramm für 40 Prüfkörper ....	36
Abbildung 11:	Boxplot zur Darstellung der Scher-Abschäl-Festigkeiten aller Versuchsgruppen. ....	39
Abbildung 12:	Beispiel für ARI Wert 0. ....	43
Abbildung 13:	Bracketbasis vollständig mit Adhäsiv bedeckt. ....	43
Abbildung 14:	Beispiel für ARI-Wert 1. ....	43
Abbildung 15:	Bracketbasis >50 % mit Adhäsiv bedeckt. ....	43
Abbildung 16:	Beispiel für ARI-Wert 2. ....	43
Abbildung 17:	Bracketbasis <50 % mit Adhäsiv bedeckt. ....	43
Abbildung 18:	Beispiel für ARI-Wert 3. ....	44
Abbildung 19:	Die Bracketbasis ist frei von Adhäsiv. ....	44
Abbildung 20:	Prozentuale Verteilung ARI. ....	45
Abbildung 21:	Beispiel für Schmelzausriss.....	46
Abbildung 22:	Restadhäsiv und Schmelzanteile auf der Bracketbasis ....	46
Abbildung 23:	Beispiel für Schmelzrisse ....	47
Abbildung 24:	Prozentuale Verteilung ARI mod. ....	48
Abbildung 25:	Darstellung der Zahnoberfläche nach 30 Sekunden Phosphorsäureätzung. ....	49
Abbildung 26:	Darstellung der Zahnoberfläche nach zwei Minuten Salzsäureätzung. ....	49
Abbildung 27:	Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung ....	49
Abbildung 28:	Vergrößerung der Abbildung 27.....	49
Abbildung 29:	Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung ....	50
Abbildung 30:	Vergrößerung der Abbildung 29.....	50
Abbildung 31:	Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung ....	50
Abbildung 32:	Vergrößerung der Abbildung 31.....	50
Abbildung 33:	Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung ....	50
Abbildung 34:	Vergrößerung der Abbildung 33.....	50
Abbildung 35:	Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung ....	51
Abbildung 36:	Vergrößerung der Abbildung 35.....	51
Abbildung 37:	Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung ....	51
Abbildung 38:	Darstellung der Zahnoberfläche nach Scher-Abschäl-Prüfung ....	51
Abbildung 39:	Darstellung der Bracketbasis nach Scher-Abschäl-Prüfung ....	51
Abbildung 40:	Darstellung der zugehörigen Zahnoberfläche zu Abbildung 39. ....	51



## 8.4 Materialliste

Auflichtmikroskop	M420; Wild, Heerbrugg, Schweiz
Brackets	Twin Diamond 12;Ormco, Glendora, CA, USA
Brutschrank	B5060 EK/CO <sub>2</sub> ; Heraeus, Hanau, Deutschland
Destilliertes Wasser	Ampuwa Spüllösung; Fresenius, Bad Homburg, Deutschland
Diamantbohrer	883H; Hager & Meisinger, Neuss, Deutschland
Einbettform	Aluminium, selbst hergestellt
Essigsäure	Sigma-Aldrich Co., St. Louis, USA
Federwaage	Kontaktor; Cech, Neckartenzlingen, Deutschland
Füllungsmaterial für Pulpaverschluss	Systemp Onlay; Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein
Hedströmfeile	Iso 30 und 45; VDW, München, Deutschland
Icon	DMG, Hamburg, Deutschland
Kaliumdihydrogenphosphat	Merck, Darmstadt, Deutschland
Kaliumhydroxid	Carl Roth GmbH, Karlsruhe, Deutschland
Kalziumdichlorid-2-hydrat	Sigma-Aldrich Co., St. Louis, USA
Klebeband	Crystal clear; Tesa, Hamburg, Deutschland
Klemmpinzette	Dentaurum, Ispringen, Deutschland
Methylendiphosphonsäure	Merck, Darmstadt, Deutschland
Nagellack	Express Finish; Maybelline, Paris, Frankreich
pH-Meter	WTW 537; Weilheim i. OB, Deutschland
Phosphorsäure	Gel Etch; Ormco, Glendora, CA, USA
Pinselansatz	Pluradent, Offenbach, Deutschland
Plattenwachs	Yeti Dental, Engen, Deutschland
Poliermaschine	Metaserv Grinder-Polisher; Bühler, Düsseldorf, Deutschland
Poliernapf	Produits Dentaires SA, Vevey, Schweiz

Polierpaste	Klint; Voco, Cuxhaven, Deutschland
Polymerisationslampe	Smartlite PS; Dentsply De Trey, Konstanz, Deutschland
Prophylaxebürstchen	Hager & Meisinger, Neuss, Deutschland
Radiometer	Demetron Modell 100; Kerr, Danbury, USA
Rasterelektronenmikroskop	XL 30 CP; Philips, Eindhoven, Niederlande
Salzsäure	Th. Geyer GmbH, Renningen, Deutschland
Scaler	TR 15; Deppeler, Rolle, Schweiz
Schleifpapier	Waterproof Silicon Carbide Paper # 800; Struers, Willich, Deutschland
Skalpell	Disposable Scalpel; Feather Safety Razor Co., Osaka, Japan
Stoppuhr	Digi-Lock-Timer TR 119; Roth, Karlsruhe, Deutschland
Technovit 4000	Heraeus, Hanau, Deutschland
Thermocyclingapparatur	Typ V2,8; Willytec, Feldkirchen-Westerham, Deutschland
Thymol	Carl Roth GmbH, Karlsruhe, Deutschland
Transbond XT Light Cure Adhesive	3M Unitek, Monrovia, CA, USA
Transbond XT Primer	3M Unitek, Monrovia, CA, USA
Universalprüfmaschine	Zwick Z010; Zwick-Roell, Ulm, Deutschland
Vaseline	Balea, Karlsruhe, Deutschland
Winkelstück	Intramatic Lux 2 24 LN; KAVO, Biberach, Deutschland

### **Software**

Adobe® Photoshop® CS4

Microsoft® Office Excel 2007

Microsoft® Office Word 2007

SPSS® Version 20.0

## 9 Veröffentlichungen

### **Kurzvortrag im Rahmen einer Posterdemonstration**

Österreichischer Zahnärztekongress der ÖGZMK, Salzburg, 20.9. - 22.9.2012

Mews, L., Steiner, M., Fischer-Brandies, H., Koos, B.

Untersuchung der Scher-Abschäl-Festigkeit von Brackets nach Kariesinfiltration

-In vitro Studie an bovinen Schmelzflächen-

**Stomatologie 2012, Volume 109, Issue 6, pp 92-93**

**DOI 10.1007/s00715-012-0166-0**

Ein Manuskript mit mir als Erstautorin wurde in dem fachspezifisch hochrangigen Journal The Angle Orthodontist eingereicht und befindet sich im Peer-Review Verfahren.

## 10 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Menschen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Dissertation unterstützt haben.

Herrn Professor Dr. Helge Fischer-Brandies danke ich für die Vergabe des Themas und die Ermöglichung des wissenschaftlichen Arbeitens in der Klinik für Kieferorthopädie der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel.

Ebenfalls möchte ich mich bei Herrn Dr. W. Orthuber für die lehrreiche Zeit und die Unterstützung bei der Erarbeitung des Themas bedanken.

Im Besonderen danke ich Herrn Robert Ciesielski und Herrn Dr. Bernd Koos für das Interesse und die grenzenlose Geduld bei der Anfertigung dieser Arbeit und die engagierte Unterstützung bei der statistischen Auswertung und der Veröffentlichung.

Für die Betreuung während des experimentellen Teils möchte ich mich herzlich bei Martina Schneeberg, Frank Lehmann, Rüdiger Möller und Dr. Martin Steiner bedanken.

Der größte Dank gilt meiner gesamten Familie. Insbesondere meinen Eltern für die finanzielle Unterstützung, die vielen motivierenden Worte in zahlreichen Telefonaten und den unerschütterlichen Glauben an mich. Meiner lieben Schwester danke ich außerdem für die vielen gemeinsamen Ausflüge und Ablenkungen.

## 11 Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name: Laura Mews  
Geburtsdatum: 09. November 1981  
Geburtsort: Lübz

### Schulbildung

07/ 2000 allgemeine Hochschulreife

### Studium

April 2001 Studium der Zahnmedizin, Christian-Albrechts-Universität, Kiel  
März 2003 naturwissenschaftliche Vorprüfung  
März 2006 zahnärztliches Physikum  
Dezember 2008 zahnärztliches Staatsexamen  
Januar 2009 Erwerb der Approbation

### Promotionsarbeit

seit Juni 2009 an der Klinik für Kieferorthopädie,  
Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel

### Beruf

1.10.2009 - 30.9.2011 Assistenz Zahnärztin in der Praxisgemeinschaft U. Grabert und  
Dr. R. Heinrich in Lütjenburg  
1.10.2011 - 29.2.2012 angestellte Zahnärztin in der Praxisgemeinschaft U. Grabert  
und Dr. R. Heinrich in Lütjenburg  
seit 6.8.2012 angestellte Zahnärztin in der Zahnarztpraxis Dr. C. Friebel und  
Dr. H.-J. Kalz in Nortorf

## **Eidesstattliche Versicherung**

Ich versichere an Eides statt, dass meine Dissertation, abgesehen von Ratschlägen meines Doktorvaters und meiner sonstigen akademischen Lehrer, nach Form und Inhalt meine eigene Arbeit ist, dass ich außer den in der Arbeit aufgeführten keine weiteren Hilfsmittel benutzt habe, und dass meine Arbeit bisher, weder ganz noch in Teilen, keiner anderen akademischen Stelle als Dissertation vorgelegen hat.