

**Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie  
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf**

**Direktorin: Universitätsprofessorin Dr. B. Kahl-Nieke**

---

**Haftfestigkeit eines antibakteriellen Bondingsystems in der  
kieferorthopädischen Anwendung**

**-eine in vitro Studie-**

**Dissertation zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde  
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg**

**vorgelegt von  
Timo Adam  
aus Hannover  
Hamburg 2008**

Angenommen von der Medizinischen Fakultät  
der Universität Hamburg am: 14.04.2008

Veröffentlicht mit der Genehmigung der Medizinischen  
Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. B. Kahl-Nieke

Prüfungsausschuss: 2. Gutachter/in: PD Dr. H. Seedorf

Prüfungsausschuss: 3. Gutachter/in: Prof. Dr. K. Roth

Meinen Eltern Inge-Lilian und Bernd Adam gewidmet

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG.....</b>	<b>6</b>
1.1	Entwicklung der Bracket-Adhäsiv-Technik .....	6
1.2	Schmelzhaftung.....	7
1.2.1	Konventionelles Ätzen und Bonden.....	7
1.2.2	Selbstkonditionierende Adhäsive.....	8
1.2.3	Selbstätzende Primer.....	9
1.2.4	Anwendung der Primer in der Bracket-Adhäsiv-Technik .....	10
1.3	Adhäsive.....	11
1.3.1	Biokompatibilität von Komposit- Kunststoffen.....	14
1.4	Bestandteile der Adhäsivsysteme.....	15
1.5	Bracket-Adhäsiv-Technik .....	16
1.6	White Spot Läsion .....	17
1.7	Möglichkeiten der Kariesreduktion im Rahmen der Bracket-Adhäsiv-Technik.....	18
1.7.1	Fluoride .....	18
1.7.2	Chlorhexidin (CHX) – Spülungen.....	19
1.7.3	Antibakterielle Adhäsive.....	19
1.7.4	Clearfil Protect Bond und seine Wirkungsweise .....	20
<b>2</b>	<b>FRAGESTELLUNG UND ZIEL DER STUDIE .....</b>	<b>22</b>
<b>3</b>	<b>MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>23</b>
3.1	Material.....	23
3.1.1	Substrat (Zähne).....	23
3.1.2	Befestigungselemente ( Brackets ).....	24
3.1.3	Adhäsive .....	24
3.1.4	Polymerisationslampe.....	26
3.1.5	Ätzgel für Säureätztechnik .....	26
3.2	Methoden.....	26
3.2.1	Herstellung der Prüfkörper.....	26
3.2.2	Prüfvorrichtung, Versuchsaufbau.....	28
3.2.3	Bonding .....	29
3.2.4	Debonding mittels Scherversuch .....	31
3.2.5	Bruchstellenanalyse, Oberflächenbeurteilung .....	32
3.2.6	Statistische Analyse.....	34
<b>4.</b>	<b>ERGEBNISSE DER SCHERVERSUCHE.....</b>	<b>35</b>
<b>5</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>39</b>
5.1	Diskussion der Ergebnisse .....	39
5.2	Bewertung der Prüfmethode.....	43
<b>6</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>45</b>

<b>7</b>	<b>LITERATURANGABEN.....</b>	<b>47</b>
<b>8</b>	<b>ANHANG .....</b>	<b>56</b>
<b>9</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>59</b>
<b>10</b>	<b>LEBENS LAUF .....</b>	<b>60</b>

# 1 Einleitung

## 1.1 Entwicklung der Bracket-Adhäsiv-Technik

Festsitzende Apparaturen hatte erstmals Magill 1868 in Form von orthodontischen Bändern auf nicht vorbehandelte Zähne zementiert (Magill, 1868). Als Alternative zum Zementieren von Attachements an Zähnen wurde erst sehr viel später die Adhäsivtechnik entwickelt.

Die von Buonocore erstmals 1955 beschriebene Ätzung von Zahnschmelz mittels Säure dient noch heute als Grundlage für eine sichere direkte Fixation von Brackets durch Komposite auf Zahnschmelz (Buonocore, 1955). Die Bracket-Adhäsiv-Technik sollte sich in den folgenden Jahren als Standardmethode in der Kieferorthopädie bei festsitzenden Apparaturen etablieren. Die Adhäsion des Klebers am Zahnschmelz, die Eigenschaft des Adhäsivs sowie die Adhäsion des Klebers an der Bracketbasis bestimmen bei dieser Methode die Verbundfestigkeit.

Newman führte 1965 die Säure-Ätz-Technik in die Kieferorthopädie ein: er klebte Kunststoffbrackets aus Polymethacrylat auf den zuvor säurebehandelten Zahnschmelz (Newman, 1965).

Die Weiterentwicklung der Schmelzvorbereitung, der Adhäsivsysteme und des Bracketdesigns erhöhte kontinuierlich den Haftverbund (Scholz, 1983) und führte die Bracket-Adhäsiv-Technik zum Standardverfahren in der Kieferorthopädie. Die Adhäsion des Klebers am Zahnschmelz, die Materialeigenschaften des Adhäsivs sowie die Haftung des Klebers an der Bracketbasis bestimmen bei dieser Methode die Verbundfestigkeit.

Im Jahr 1979 ermittelte Gorelick in einer Umfrage unter 7000 amerikanischen Kieferorthopäden, dass bei 93% der Behandler die Bracket-Adhäsiv-Technik in ihrer Praxis eingesetzt wurde (Gorelick, 1979).

## **1.2 Schmelzhaftung**

Der Zahnschmelz ist die härteste Struktur im menschlichen Körper.

Die Oberfläche ist relativ glatt und besitzt eine niedrige Oberflächenenergie. Diese Eigenschaften stehen der Erzeugung eines stabilen adhäsiven Verbundes zunächst entgegen.

Eine Vorbehandlung des Schmelzes durch Säure-Ätztechnik (Buonocore, 1955) gewährleistet einen sicheren Verbund zwischen Komposit und Bracket. Ermöglicht wird dieses durch die Schaffung mikromechanischer Retentionen auf der Schmelzoberfläche, an der Kompositmaterialien haften können (Buonocore, 1955; Touati et al., 2001; Frankenberger, 2001, Perdigao et al., 2000). Für den Haftmechanismus wird ein Adhäsiv benötigt, das die Eigenschaften besitzt, die geschaffenen Rauigkeiten ausreichend zu benetzen. Die Schmelzätzung mit Säure (Konditionieren) wirkt im Verbund mit Komposit der Polymerisationsschrumpfung entgegen. Die Polymerisationsschrumpfung beeinträchtigt den Haftverbund zum Zahnschmelz und führt zu Randspalten, die damit verbundene Perkulation begünstigt das Eindringen von Bakterien.

Die für die Säure-Ätz-Technik erforderliche Schmelzkonditionierung lässt sich in die konventionelle Säure-Ätz-Technik und in die Konditionierung mit selbstätzenden Primern einteilen.

### **1.2.1 Konventionelles Ätzen und Bonden**

Die Säure-Ätz-Technik wird auf Buonocore 1955 zurückgeführt, der die Schmelzoberfläche mit 85%iger Phosphorsäure für 30 Sekunden ätzte und dabei einen erhöhten Haftverbund zu Kompositen feststellte.

Die Weiterentwicklung der Schmelzkonditionierung durchlief zahlreiche Versuche mit alternativen Säuren wie Salicyl-, Polyacryl-, Benzoe-, Zitronen- oder Maleinsäure. Phosphorsäure erwies sich jedoch für den Verbund zwischen Schmelz und Adhäsiv als das optimale Substrat. Bezüglich des maximal notwendigen retentiven Musters und minimalen Schmelzverlustes, konnte die Kon-

zentration der Phosphorsäure bis auf 37% reduziert werden. Konzentrationen unter 30% führen zur Ablagerung des schwerlöslichen Brushits (saurer Calciumphosphat ( $\text{CaHPO}_4$ )), Konzentrationen über 40% führen zur raschen Präzipitation von Kalziumphosphatverbindungen (Carstensen, 1992). Beides behindert die optimale Konditionierung in Form von ausreichender Bildung von Mikroretentionen (tags).

Das mikroretentive Relief ist von großer Bedeutung, da das Komposittheadhäsiv keine chemische Bindung (ionisch oder kovalent) mit dem Zahnschmelz eingehen kann. Es entsteht bei der Säurebehandlung durch die unterschiedliche Löslichkeit der Schmelzprismen und der interprismatischen Substanz. Dabei gehen etwa 10  $\mu\text{m}$  Schmelzschicht irreversibel verloren. Im histologischen Schnitt zeigt sich eine Oberflächenpenetration mit Komposite von 30-50  $\mu\text{m}$  in die Schmelzoberfläche.

Diese Art der Schmelzvorbereitung erreicht eine bessere Benetzbarkeit (Steigerung um bis zu 400%), eine Oberflächenvergrößerung und eine Erhöhung der Reaktionsfähigkeit der Schmelzstrukturen (Hellwig und Lehmann, 1999).

Die Benetzung der konditionierten Schmelzoberfläche mit einem Haftvermittler (Bonding) und anschließender Härtingsreaktion führt zu einer mikromechanischen Verzahnung und zu einem Aufschumpfen des Adhäsivs auf die Schmelzzotten (rheologischer Effekt).

In Studien konnte belegt werden, daß die Verbundfestigkeit von geätztem Schmelz zum Adhäsiv bei 20-25 MPa liegt. Dieser Wert zeigte sich im klinischen Gebrauch als geeignet (Fritz et al., 2001).

### **1.2.2 Selbstkonditionierende Adhäsive**

Die Entwicklung von selbstätzenden Primern ist mit der Entwicklung von Dentinadhäsiven eng verbunden. Das Problem bei der Bearbeitung von Zahnhartsubstanz mit rotierenden Instrumenten oder auch Strahlgeräten ist die Bildung einer Schmierschicht (smear layer). Versuche, diese mechanisch zu entfernen, führten lediglich zu einer dünneren Schmierschicht, die aber immer noch eine



Barriere für Haftvermittler darstellt. Akzeptable Ergebnisse werden nur durch eine chemische Reinigung der Kavität mit Säuren erreicht. Das Entfernen des smear layers spielt eine zentrale Rolle bei der Herstellung langlebiger Kompositrestaurationen in der konservierenden Zahnheilkunde.

Einteilen lassen sich die sogenannten Dentinadhäsivsysteme nach der Reihenfolge ihrer Markteinführung (1.- 6. Generation).

### **1.2.3 Selbstätzende Primer**

Selbstkonditionierende oder selbstätzende Adhäsive stammen aus der 6. Generation der Schmierschicht auflösenden Dentinadhäsivsysteme. Diese Adhäsive verzichten auf ein separates Konditionieren und eine anschließende Behandlung mit einem Primer.

Bei selbstkonditionierenden Primern werden weiterhin ein 1-Schritt und ein 2-Schritt Adhäsivsystem unterschieden. Das 1-Schritt System beinhaltet zwar zwei Komponenten, aber nur einen klinischen Schritt. Vor der Applikation müssen die Komponenten jedoch miteinander vermischt werden. Man spricht auch von einem „All-in-one“ – Präparat.

Das 2-Schritt System besteht aus einem selbstkonditionierenden Primer und einem Bonding. Es sind zwei Komponenten, die in zwei klinischen Schritten angewendet werden.

Die sauren selbstkonditionierenden Primer lösen die Schmierschicht auf und demineralisieren gleichzeitig die Schmelz- und Dentinoberfläche. Dabei wird das Kollagenfasergeflecht im Dentin freigelegt.

Die Komponenten der selbstätzenden Primer sind zum einen hydrophile Adhäsive, deionisiertes Wasser und ein Stabilisator sowie Orthophosphorestermethacrylate.

Phosphorsäureester demineralisieren Zahnschmelz und Dentin und schaffen so die geeignete Oberfläche zur Aufnahme von Primern.

Werden die zwei Komponenten der selbstätzender Primer vermischt, werden diese gebrauchsfertig und wirken somit wie eine Säure. Beim Mischen der Flüssigkeiten findet eine chemische Reaktion statt. Der auf den Zahnschmelz applizierte Teil des selbstätzenden Primers unterliegt einer Grenzflächenreaktion, die so lange abläuft, wie frei bewegliche Moleküle zur Reaktionsfläche nachströmen können bis die Reaktion neutralisiert wird.

Das heißt, die Phosphorsäureestergruppen werden an der Kontaktfläche mit Kalzium aus dem Hydroxylapatit neutralisiert. Der saure Primer wird durch die Pufferkapazität der Kalziumionen sukzessive neutralisiert und der pH-Wert steigt. Der aktive Teil ist eine Kombination aus Phosphorsäure und einer Methacrylatgruppe, die sowohl Ätzen als auch Primern kann. Durch die Komplexbildung von Kalzium mit der Phosphatgruppe und das Trocknen des Primers erhöht sich die Viskosität an der Kontaktfläche. Durch die ergänzende Lichtpolymerisation wird das tiefere Eindringen des Primers in die Schmelzprismen gestoppt.

#### **1.2.4 Anwendung der Primer in der Bracket-Adhäsiv-Technik**

Der gute Haftverbund des selbstätzenden Primers führt in der Bracketadhäsivtechnik zu keinen Anwendungsproblemen wie z.B. Schmelzausrisse oder erschwertes Entfernen von Brackets. Die gemessenen Werte liegen mit durchschnittlich 17 MPa deutlich unter den Extremwerten für konventionelle Systeme. Diese werden mit 8 bis 30 MPa angegeben (Brantley und Eliades, 2001).

Der Haftverbund wird hierbei nicht durch das Eindringen des Primers in die Schmelzoberfläche bestimmt, sondern durch dessen Adhäsivhärte, die unter anderem durch den anorganischen Fülleranteil gesteuert wird.

#### **Vorteile**

- Sensibilität

Die zu beobachtende erhöhte Sensibilität des Zahnes nach Ätztechniken, insbesondere bei der Total-Etch Technik mit konventioneller Phosphorsäure, ist bei selbstätzenden Primern geringer. Der Grund hierfür ist, dass die Schmierschicht nicht vollständig entfernt wird, sondern nur gelöst wird, und so eine suffiziente Infiltration der Dentintubuli mit dem Adhäsiv nicht stattfindet. Diese Tatsache ist in der Kieferorthopädie jedoch zu vernachlässigen, da hier nur der Zahnschmelz konditioniert wird.

- Einfache Handhabung

Es gibt nur 1-2 Arbeitsschritte und damit verbunden kann mit einer Reduzierung der Fehlerquelle gerechnet werden.

- Schnellere Handhabung

Für den gesamten Klebevorgang ergibt sich eine Zeitersparnis.

- Anwendung auf feuchter Oberfläche

Absolutes Trockenlegen ist nicht zwingend nötig. Der Grund hierfür ist die Wasserkomponente im selbstätzenden Primer.

## **Nachteile**

- Schlechtere Haftwerte

Selbstätzende Adhäsivsysteme weisen bei der Befestigung von Brackets eine geringere Haftkraft auf als klassische Systeme mit separater Schmelzätzung (Cehreli et al., 2005). Die Haftwerte variieren von 2.8 – 11.55 MPa (Velo, 2002; Bishara et al., 2001, 2002 c). Ein ausreichender Haftverbund ist jedoch größtenteils gewährleistet.

## **1.3 Adhäsive**

Die Adhäsivtechnik beschreibt den Verbund zweier unterschiedlicher Stoffe oder Festkörper unter Zuhilfenahme eines Haftvermittlers. In der Zahnmedizin wird diese Technik überwiegend für adhäsive Restaurationen angewendet. Sie ermöglicht ein minimalinvasives und zugleich maximal Zahnhartsubstanz scho-

nendes Vorgehen. Dieses konnte sich für das gesamte Spektrum der Zahnheilkunde etablieren (Frankenberger, 2001, Touati et al., 2001, Wollmarker, 1999).

Die in der Zahnmedizin und der Kieferorthopädie verwendeten Befestigungswerkstoffe (Adhäsive) lassen sich in zwei Gruppen einteilen:

Die Gruppe der Zemente und die Gruppe der Komposite.

Der grundlegende Unterschied zwischen kieferorthopädischer Anwendung und Anwendung in der übrigen Zahnheilkunde besteht bei gleichen Anforderungen an die Materialien in dem zeitlich begrenzten, reversiblen Haftverbund zwischen Zahnschmelz und Bracket.

Zemente finden in der kieferorthopädischen Behandlung vorwiegend bei der Befestigung von Zähnen Einsatz. Zum Einsatz kommen Zinkphosphatzemente, Silikatzemente, Polycarboxylatzemente, Glasionomerzemente und Hybridionomerzemente (eine Mischung aus Glasionomerzement und lichthärtendem Komposit).

Häufigster Vertreter dieser Gruppe sind Glasionomerzemente. Diese Zemente entstehen durch das Mischen von Gläsern mit Polykarbonsäure. Die Abbinde-reaktion findet im wässrigen Milieu im Rahmen einer Säure-Base-Reaktion statt. Glasionomerzemente gehen eine chemische Haftung durch ionische und kovalente Bindungen zwischen der Carboxylgruppe, der Polyalkensäure und den anorganischen Bestandteilen von Schmelz und Dentin (Kalziumionen) (Hellwig et al., 1999) ein. Moderne Glasionomerzemente erlauben ebenfalls die Befestigung von Brackets auf Zahnschmelz, dabei wirkt sich die Eigenschaft der Ausbildung einer chemischen Verbindung zum Zahnschmelz positiv aus.

Durch die Abgabe von Fluoriden werden auch kariesprophylaktische Eigenschaften beobachtet (Glockmann et al., 1997; Seppä et al., 1993).

Sowohl in der Zahnheilkunde als auch in der Kieferorthopädie werden auf Grund besserer Materialeigenschaften und Haftwerte am Zahn vermehrt Komposite eingesetzt. Komposite bilden die Materialgruppe der plastischen, meist zahnfarbenen Füllungsmaterialien. Die Komposite sind aus verschiedenen Substanzen zusammengesetzt und enthalten als wichtigen Bestandteil polymerisationsfähige Monomerverbindungen. Aus den Monomeren entsteht ein poly-

meres Netzwerk durch chemische Härtung. Bei der Härtungsreaktion werden oberflächenmodifizierte Füllpartikel in das Kettenwachstum eingebunden (Hellwig et al., 1999).

Komposite bestehen aus einer organischen Matrix und anorganischen Füllstoffen. Methacrylat ist der um 1930 erforschte Ausgangsstoff der organischen Matrix. Zur Reaktion gebracht, entstehen Produkte wie Polymethylmethacrylat (PMMA), welches in seiner Urform verantwortlich für die Polymerisationschumpfung und die Wasseraufnahme des Komposites ist. Die Weiterentwicklung ist das auf Bowen (Bowen und Rodriguez 1962) zurückzuführende Bisphenol-Glycidyl-Methacrylat (BIS-GMA). Weitere Entwicklungsstufen führen zu den Stoffen Trimethylhexan-urethan-dimethacrylat (UDMA), Triethylenglykoldimethacrylat (TEGDMA), Bismethacryl-oxo-ethoxy-phenylpropan (Bis-EDMA) oder Ethoxy-bisphenol-dimethacrylat (Ethoxy Bis DIMA).

Den anorganischen Anteil leisten Füllpartikel aus Quarz, Apatit, Gläsern oder pyrogenem Siliziumdioxid. Durch Silanisierung werden die beiden Materialgruppen miteinander verbunden. Als Silane werden bipolare Moleküle bezeichnet, die organisches mit anorganischem Material verbinden können. Silanisierungsmittel ist in der Regel Methacryloyl-oxypentyl-trimethoxysilan. Der Zusatz von Füllstoffen reduziert die organische Matrix. Dadurch wird das Material härter bei geringerer Polymerisationschumpfung. Die Erhöhung des Füllstoffanteils korreliert mit einer hohen Festigkeit, geringerer Polymerisationsschumpfung und Wasseraufnahme, niedriger thermischer Expansion und einem hohen E-Modul (Hellwig et al., 1999).

Weitere Bestandteile sind Photoinitiatoren bei lighthärtenden Kompositen (z.B. Kampherchinon), Pigmente für die Farbgebung und Stabilisatoren.

Komposite sind Gegenstand der Forschung, die weiterhin an der Verbesserung der Materialeigenschaften arbeitet. Ziele sind die Reduzierung der Polymerisationsschumpfung, eine vollständigere Polymerisation, eine verringerte Wasseraufnahme und eine erhöhte Festigkeit von Kompositen.

Die Prophylaxe von Sekundärkaries ist ebenfalls Gegenstand aktueller Studien. Neue Materialien sind im Focus aktueller Untersuchungen wie etwa die Anwendung von porösen Füllkörpern, von Faserkomponenten (Glasfasern), von ex-

pandierenden Monomerverbindungen und auch das antibakteriell wirkende Monomer MDPB (methacryloyloxydodecylpyridinium bromide) (Smith et al., 2003). Viele dieser Stoffe finden jedoch noch keine routinemäßige Anwendung, da sie sich in klinischen Studien noch bewähren müssen (Imazato et al., 1999; Kunzelmann und Hickel 2001; Guggenberger und Weimann 2000; Xu et al., 2000).

### **1.3.1 Biokompatibilität von Komposit- Kunststoffen**

Die Biokompatibilität ist abhängig von der Stoffzusammensetzung und deren Freisetzung. Bei Kompositen handelt es sich um komplexe Stoffgemische, die Monomere (Bis-GMA, UDMA), Comonomere (TEGDMA), Füllerpartikel und Coupling Agents (Silane) enthalten. Weiter sind Farbpigmente und Substanzen zur Steuerung des Abbindeverhaltens, der Stabilität und Haltbarkeit enthalten. Die Freisetzung von Bestandteilen aus Komposit-Kunststoffen kommt durch eine unvollständige Polymerisation zu Stande. Die Bestandteile werden hierbei nur unvollständig oder gar nicht in das Polymerisationsgeflecht eingebaut. Komposite sind in der Mundhöhle Attritions- und Erosionsvorgängen und einem wässrigen Milieu ausgesetzt. Durch diese Vorgänge erfolgt eine systemische Aufnahme der Bestandteile in den menschlichen Körper, welche für diesen im Regelfall nicht toxisch sind (Geurtsen et al., 1998). Als körperliche Reaktionen können jedoch Kontaktdermatitis, Urtikaria, Dermatosen, Mukositis und Allergien auftreten (Hensten-Petersen, 1998).

Die Basismonomere Bis-GMA und UDMA und das Comonomer TEGDMA zeigen eine Zelltoxizität, so dass eine Zellschädigung bei lokaler Wirkung nicht ausgeschlossen werden kann. So können aufgrund ihres zytotoxischen Potentials diese Substanzen Entzündungsreaktionen an der Mundschleimhaut (Gingiva) hervorrufen (Geurtsen, 2000).

## 1.4 Bestandteile der Adhäsivsysteme

Moderne Adhäsivsysteme bestehen aus mehreren Komponenten, die schrittweise oder bei neueren Systemen in Kombinationspräparaten Anwendung finden:

### **A:**

Konditionierer: Als Konditionierungsmittel wurden mit der Zeit verschiedene Säuren verwendet wie Zitronensäure, 10-40%ige Phosphorsäurelösungen, oder – gele, Maleinsäure, Oxalsäure, Salpetersäure oder methacrylierte Phosphorsäureester (Touati et al., 2001; Haller, 2000; Pashley und Carvalho, 1997; Hellwig et al., 1999).

### **B:**

Primer: Die Primer bestehen aus hydrophilen oder amphiphilen Monomeren (HEMA, 4-META), welche in einem Lösungsmittel (Aceton, Wasser oder Ethanol) gelöst sind (Pashley und Carvalho, 1997). Des Weiteren können Zusatzstoffe wie z.B. Glutaraldehyd zur Stabilisierung der Kollagenfasern oder Initiatoren für die Lichtpolymerisation enthalten sein (Hellwig et al., 1999).

### **Kombination aus A und B:**

So genannte selbstkonditionierende Primer, welche zusätzlich saure Monomere (Maleinsäure-, Oligomaleinsäure-Methacrylate) und organische (z.B. 0,8-4%ige Maleinsäure) oder anorganische Säuren enthalten, können, wie zuvor beschrieben, die Schmierschicht (smear layer) auflösen. (Haller, 2000, Hellwig et al., 1999).

### **C:**

Bondingmaterialien: Diese Substanzgruppen sind dünnfließende Kunststoffe aus meist ungefüllten oder gering gefüllten Diacrylaten wie z.B. Bis-GMA oder UDMA. Weitere Zusätze wie Initiatoren, TEGDMA zur

Viskositätsminderung und HEMA für eine bessere Benetzbarkeit können zusätzlich enthalten sein (Hellwig et al., 1999).

#### **Kombination aus A, B und C:**

So genannte selbstkonditionierende, selbstprimende Bondingmaterialien: Hier schaffen saure Monomere (z.B. Pyrophosphate) ein Ätzmuster im Schmelz und konditionieren gleichzeitig die Dentinoberfläche (Perdigao et al., 2000; Frankenberger et al., 2000).

### **1.5 Bracket-Adhäsiv-Technik**

Das Ätzmuster kann beeinflusst werden durch die unterschiedlichen Löslichkeitseigenschaften von aprismatischem oder fluoridiertem Zahnschmelz. Weiter ist der Zahnschmelz durch Alter und Attrition in seinem Lösungsverhalten verändert. Ebenfalls ist durch Carbamidperoxide gebleichter Zahnschmelz gesondert zu betrachten. Durch all diese Faktoren ergibt sich kein einheitliches, vorhersehbares Ätzmuster.

Die Bracket-Adhäsiv-Technik weist eine stabile Klebesituation auf. Liegt die Haftfestigkeit des Komposit-Schmelz-Verbundes über den Adhäsionskräften des Schmelzgefüges, diese liegen bei durchschnittlich 10 MPa, kann es zu Schmelzschädigungen beim Debonding der Brackets kommen. Diese können als Schmelzausrisse (Prismenausrisse) oder Schmelzdefekte auftreten (Bowen und Rodriguez, 1962; Gwinnett und Gorelick, 1977; Diedrich, 1980).

Um den klinischen Kräften während der Behandlung standzuhalten, ist ein Minimalwert des Haftverbundes von 6 MPa gewünscht (Reynolds und von Fraunhofer, 1975; Brantley und Eliades, 2001). Das Kauorgan übt während der Mastikation Kräfte von 40 bis 120 N auf ein Bracket aus (Brantley und Eliades, 2001). Zudem liegt die innere Kohäsion des Adhäsivs meist über der des Zahnschmelzes. Die Prozedur des Debonding muß daher entsprechend sorgfältig vorgenommen werden.



Bei der Bracketentfernung gehen ca. 55 µm der Schmelzoberfläche verloren. Dieser Wert addiert sich aus der Säureätzung, der Bracketentfernung und der anschließenden Politur (Fitzpatrick und Way, 1977; Brown und Way, 1978). Die durch die Ätzung entstandene raue Schmelzfläche und der mögliche Verbleib von Restadhäsivzapfen nach Entfernung der Brackets kann zu Pigment- und Farbstoffeinlagerungen führen (Brantley und Eliades, 2001). Während der kieferorthopädischen Behandlung mit festsitzenden Apparaturen kann es zum Verlust von Brackets kommen. Dieses ist eine unerwünschte Komplikation, die eine erneute Befestigung (Rebonding) erfordert. Der Haftwert nach Wiederbefestigung liegt jedoch häufig unter dem der initialen Befestigung. Dadurch erhöht sich die Gefahr einer erneuten Ablösung bis zum Verlust des Brackets (Choo et al., 2001; Bishara et al., 2002 a, b).

## **1.6 White Spot Läsion**

Karies entsteht vermehrt an Prädilektionsstellen und schwer zugänglichen Stellen mit vergrößerter Oberfläche. Hierzu zählen auch festsitzende kieferorthopädische Apparaturen.

Zahnschmelz ist in der Mundhöhle in kristalliner Form gebunden. Umgeben ist dieser von Speichel mit gelösten Ionen. Der Zahnschmelz ist dadurch ständigen De- und Remineralisationsvorgängen ausgesetzt. Entscheidend ist der pH-Wert, der durch Erhöhung der organischen Säuren fällt, und seinen kritischen Wert bei 5,2 – 5,7 hat. Unterhalb dieses Wertes überwiegt der demineralisierende Prozess.

In der Folge entsteht ein Zahnhartsubstanzverlust, der sich im zeitlichen Verlauf als Karies manifestiert und klinisch feststellbar ist.

Diese initiale Schmelzkaries, auch Initialläsion genannt, erscheint klinisch als kreidiger, opaquer Fleck bei intakter Schmelzoberfläche. Diese Initialläsion bezeichnet man, da mit dem bloßen Auge zu erkennen, als „white spot“. Der Grund hierfür ist eine veränderte Lichtbrechung im Zahn, welche den Zahn weißlich erscheinen lässt.

Die Initialläsion, der „white spot“, kann bei Elimination der kariogenen Faktoren wieder remineralisieren. Dieser Prozess wird durch gelöste Ionen im Speichel aber auch durch Fluoridzugabe gefördert. Bei diesem Vorgang können Lebensmittel-, aber auch Genussfarbstoffe eingelagert werden. Es entsteht ein „brown spot“ bei ebenfalls intakter Oberfläche.

## **1.7 Möglichkeiten der Kariesreduktion im Rahmen der Bracket-Adhäsiv-Technik**

Ein negativer Nebeneffekt ist das erhöhte Kariesrisiko durch das Anbringen von am Zahn feststehenden Apparaturen. Das Kariesrisiko wird verursacht durch eine erhöhte Plaqueakkumulation in Verbindung mit einer Zunahme von *Streptococcus mutans*, dieses bedingt einen niedrigen pH-Wert mit dem Risiko von Entkalkungen. Dieser Prozess wird durch die täglich erschwerte Mundhygiene und durch impaktierte Nahrungsreste an der retentiven Oberfläche gefördert (Balenseifen und Madonia, 1970; Mattingly et al., 1983; Scheie et al., 1984; Øgaard et al., 2001).

### **1.7.1 Fluoride**

Fluoride erhöhen die Widerstandskraft der Zahnoberflächen. Diese sind dem täglichen Angriff durch saure Stoffwechselprodukte der Bakterien im Zahnbelag oder den Säuren aus der Nahrung (Obst, Fruchtsäfte, aber auch Softdrinks) ausgeliefert. Fluorid verstärkt die Kristallgitterstruktur des Zahnschmelzes durch seine hohe Ladungsdichte (kleines Ion mit starker Ladung) verhindert so seine Auflösung und bietet somit Schutz vor Demineralisationen. Freies Calcium im Speichel oder in der Flüssigkeitsphase des Zahnbelags kann so in Anwesenheit von Fluorid wieder in die entstandenen Defekte des Kristallgitters eingebaut werden. Diesen Vorgang bezeichnet man als Remineralisation.

Fluoride wirken bereits in kleinen Mengen. Ihre kariesprotektive Wirkung zeigt sich jedoch nur bei regelmäßiger Anwendung. Die Anwendung von fluoridhalti-

ger Zahnpasta ist dazu in der Regel ausreichend. Bei Patienten mit hohem Kariesrisiko wie etwa bei Patienten mit kieferorthopädischen Apparaturen, kann zusätzlich eine Fluoridapplikation in Form von Mundspülungen oder durch den Zahnarzt oder Kieferorthopäden sinnvoll sein. Hier haben Zahnpasta und Gele mit einer hohen Fluoridkonzentration von 1,500-5000 ppm Demineralisationsprozessen entgegengewirkt (Derks et al., 2004).

### **1.7.2 Chlorhexidin (CHX) – Spülungen**

Chlorhexidin (CHX) ist ein kationisches Bisbiguanid und hat seine oberflächenaktive Eigenschaft durch das Anlagern an die anionischen Anteile des dem Zahn aufliegenden Pellikels. CHX hat sowohl eine bakteriostatische als auch eine bakterizide Wirkung. Bakteriostatisch wirkt es, indem es durch seine Adsorption an der Bakterienzellwand bakterielle Enzyme hemmt und so Störungen im Bakterienstoffwechsel verursacht. Bakterizid wirkt es durch Perforation der Zellwand und Ausfällung des Zytoplasmas. Die Anwendung ist jedoch streng an die Indikation gebunden und sollte nicht länger als 4-8 Wochen dauern. Die Anwendung von Chlorhexidin während kieferorthopädischen Anwendungen hat kariespräventive Eigenschaften gezeigt (Derks et al., 2004).

### **1.7.3 Antibakterielle Adhäsive**

Bondingsysteme sind immer wieder Gegenstand von Untersuchungen mit dem Bestreben, möglichst auch kariesprotektive Bestandteile hinzuzufügen. Um die Demineralisationen der Schmelzoberfläche zu vermeiden, werden in der Literatur verschiedene präventive Maßnahmen wie neu entwickelte Bondingsysteme diskutiert.

Die Beimischung von Fluoriden oder Chlorhexidin war bisher nur in Glasionomerzementen oder Kompomeren möglich (Wiegand et al., 2007). MDPB bietet hier eine neue Möglichkeit zum Einbau in Kompositorestorationen.

Die Funktion des MDPB beruht auf dem direkten Kontakt mit den Bakterien. Die Pyridiniumgruppe als Bestandteil des MDPB-Monomers ist positiv geladen. Hierdurch werden die negativ geladenen Zellstrukturen der Bakterien angezogen. An der Kontaktstelle zum MDPB-Monomer gerät das elektrische Gleichgewicht der Zellmembran durcheinander und führt letztlich zur Bakteriolyse.

Die zuverlässige antibakterielle Wirkung gegen relevante Kariesverursacher wie *S. mutans*, *S. sobrinus* und *L. acidophilus* ist nur bei Glutaraldehyd und MDPB gegeben.

Glutaraldehyd zeigt jedoch einen unerwünschten zelltoxischen Nebeneffekt, der bei MDPB nicht festgestellt werden konnte. Die Pulpenverträglichkeit in der Füllungstherapie wird durch einen milden Primer auf Wasserbasis erreicht.

#### **1.7.4 Clearfil Protect Bond und seine Wirkungsweise**

Ein neues, antimikrobielles und fluoridabgebendes Bondingsystem wurde für die konservierende Zahnheilkunde entwickelt. Clearfil Protect Bond™ (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan) ist ein verbesserter Typ von Clearfil SE Bond™ (Kuraray Medical Inc.) und besteht aus einem selbstätzenden Primer und einem Bonding.

Der selbstätzende Primer besteht aus Phosphat Monomer (MDP) für den Ätzvorgang, HEMA, Wasser, Initiatoren und Monomer 12-methacryloyloxydodecyl pyridinium bromid (MDPB). Der Hersteller führte 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphat (MDP) als Säuremonomer ein, welches seine hydrolytische Eigenschaft in Verbindung mit einem hohen Säure-ph-Wert beibehält. Das Bonding besteht aus MDP, HEMA, Komonomeren, Initiatoren und einem funktionellen Natrium Fluorid. Das Adhäsiv besteht aus einem polymerisierbaren Teil, der Methacryloylgruppe und dem antibakteriell wirkenden Teil, dem MDPB-Molekül. Die Wirkformel wurde für die Firma Kuraray patentiert.

Während der Lichtpolymerisation entsteht eine hoch vernetzte Polymermatrix, der antibakterielle Gruppen angehängt sind. Das positiv geladene Monomer neutralisiert bei direktem Kontakt die negativ geladenen Bakterien.

Die Aktivität des Primers wird durch die Lichtpolymerisation gestoppt, es entsteht eine nicht reaktive Bondingschicht. Somit werden körpereigene Zellen wie die Odontoblasten geschützt und Clearfil Protect Bond der Biokompatibilität gerecht.

Es bleibt eine veränderte Oberflächenstruktur, die durch einen optimalen Verschluss und den Einbau durch MDPB - Monomere im Bereich des marginalen Randspaltes gekennzeichnet ist. Hier können sich Bakterien nicht mehr anlagern, es entsteht also ein Langzeitschutz. Clearfil Protect Bond konnte seine Wirksamkeit in zahlreichen in vitro und in vivo Studien zeigen (Imazato et al., 1999, 2003).

Veröffentlichte Studien aus dem Fachbereich der konservierenden Zahnheilkunde haben bereits gezeigt, dass MDPB signifikante bakteriostatische Effekte demonstriert, ohne dass es selbst antibakterielle Bestandteile freigibt. Es ist also sinnvoll, dass es als Bestandteil in dentalen, auf Kunststoff basierenden, Werkstoffen Verwendung findet (Ebi et al., 2001; Nakatsuka et al., 2001; Kawashima et al., 2002; Imazato et al., 2002, 2003; Peters et al., 2004)

Das biokompatible Monomer 12-methacryloyloxydodecylpyridinium bromid (MDPB) hat nachweislich ein Plaque reduzierendes Potential in der klinischen Anwendung (Imazato et al., 1999). Die Anwendung im Rahmen der Bracket-Adhäsivtechnik könnte somit einen protektiven Einfluss auf die Ausbildung von Demineralisationen haben.

## 2 Fragestellung und Ziel der Studie

Haftverbundprüfungen testen das Potential eines Einsatzes von neu entwickelten Brackets oder Adhäsiven in der Kieferorthopädie.

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist die Testung von Clearfil Protect Bond™, einem neuen, antibakteriell wirkenden, fluoridabgebenden und selbstätzenden Primer, in Bezug auf seine Haftverbundkraft, sein Bruchverhalten und somit seinen möglichen Einsatz in der Kieferorthopädie.

Ziele der vorliegenden in-vitro Studie sind:

1. Darstellung und Vergleich der Haftkräfte von Brackets, hier Stahlbrackets, am menschlichen Zahnschmelz bei Verwendung von Clearfil Protect Bond™ im Vergleich zu einem bereits etablierten Adhäsivsystem.
2. Beurteilung unterschiedlicher Konditionierungsverfahren bei der Verwendung von Clearfil Protect Bond™.
3. Bestimmung des Bruchverhaltens nach Einsatz des neuen Adhäsives.
4. Bewertung der Ergebnisse und mögliche Relevanz für den klinischen Einsatz.

## **3 Material und Methode**

### **3.1 Material**

#### **3.1.1 Substrat (Zähne)**

Testmaterial für die Haftverbundprüfung ist der menschliche Zahnschmelz. Als Alternative für das Testmaterial nennt die ISO 11405/TS (Dental materials – Testing of adhesion to tooth structure) die Incisiven (Frontzähne) von Rindern. Diese weisen bei einem Alter von maximal fünf Jahren vergleichbare Testeigenschaften wie der menschliche Zahnschmelz auf.

Die Versuchsreihen wurden mit 120 extrahierten menschlichen Zähnen, 60 Prämolaren und 60 Frontzähne, durchgeführt. Die Zähne wurden aus allgemeinen zahnmedizinischen Gründen extrahiert und stammen aus zahnärztlichen Praxen und kieferchirurgischen Kliniken.

Randomisiert wurden drei Gruppen zu je 20 Frontzähne (Inzisiven) und 20 Seitenzähne (Prämolaren) eingeteilt. Das Lebensalter war hierbei unerheblich. Als Auswahlkriterium ist hier die Karies-, und Füllungsfreiheit der zu beklebenden Oberfläche gewählt worden. Ebenfalls wurden Zähne mit Schmelzrissen per vorheriger mikroskopischer Untersuchung aussortiert.

Die Zähne wurden unmittelbar nach ihrer Extraktion in 1%iger Chloramin – T – Lösung (UKE Apotheke, Hamburg) bis zur Versuchsdurchführung aufbewahrt.

Es wurde Chloramin – T – Lösung auf Grund bakterizider und nicht Schmelz verändernder Eigenschaften gewählt.

Die durchschnittliche Lagerung bis zur Klebung der Attachements betrug 2 – 3 Monate. Nach der Beklebung der Prüfkörper wurden diese für 48 Stunden in deionisiertem Wasser bei Raumtemperatur bis zur Haftverbundprüfung gelagert.

### 3.1.2 Befestigungselemente ( Brackets )

In dieser Studie wurden ausschließlich Stahlbrackets vom Typ Mini Diamond® (Ormco, Orange, California, USA) mit einem retentiven Drahtnetz (mesh) der Netzgröße 100 verwendet.

Für die Frontzähne wurden seitliche Schneidezahnbrackets und für die Prämolaren Brackets für die ersten Prämolaren gewählt (Tabelle 1).

Die durchschnittliche Kontaktfläche der Bracketbasis beträgt bei den seitlichen Schneidezahnbrackets 8.75 mm<sup>2</sup> und bei den Prämolarenbrackets 11.25 mm<sup>2</sup>.

**Tabelle 1:** Eingesetzte Brackets

Befestigungselement	Hersteller	Best. Nr.	Basisgröße [mm <sup>2</sup> ]	Netzgröße
Schneidezahnbracket Typ Mini Diamond®	Ormco, Orange, CA, USA	351-0271	8.75	100er mesh
Prämolarenbracket Typ Mini Diamond®	Ormco, Orange, CA, USA	350-0514	11.25	100er mesh

### 3.1.3 Adhäsive

Zur Haftverbundprüfung wurden zwei Adhäsivsysteme bzw. Primer verwendet.

#### **Transbond XT®, 3M Unitek**

Transbond XT® Light Cure Adhäsiv ist ein Zweikomponenten lichthärtendes Adhäsiv für die Bracketklebetechnik.

Die zwei Komponenten sind die Harzkomponente der Basispaste bestehend aus Bis-GMA und Bis-A-Bis-DIMA (Bisphenol-A-Bis(2-Hydroxyethyl-ether)-Dimethacrylat), und dem dazugehörigen Primer bestehend aus Bis-GMA, TEGDMA und DL-Campherchinon. Die beiden Komponenten unterscheiden



sich in ihrem Füllkörperanteil. Der geringere Anteil im Primer ist verantwortlich für die Fließfähigkeit und gewährleistet somit eine größtmögliche Penetration in das retentive Schmelzätzmuster.

**Clearfil Protect Bond™**

Clearfil Protect Bond™ (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan) ist eine Weiterentwicklung von Clearfil SE Bond™ (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan). Diese verbesserte Form besteht aus einem selbstätzenden Primer und dem Bonding (Haftvermittler).

Es handelt sich um ein selbstkonditionierendes Adhäsivsystem in zwei Schritten (selbstkonditionierender Primer + Bond).

**Tabelle 2:** Produktbeschreibung, Azidität und wirksame saure Komponente des selbstätzenden Adhäsivs.

Produkt	Hersteller	Lösungsmittel	pH-Wert	Azidische Komponente
Clearfil SE Bond	Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan	Wasser	2.0	MDP

Nach Applikation und Einreiben des Primers mit einem Kunststoffschwämmchen auf die geätzte / ungeätzte Schmelzoberfläche erfolgt das Auftragen der Adhäsiv-Paste Transbond XT® auf die Bracketbasis und die nachfolgende Positionierung auf dem Zahn. Es wurde das überschüssige Adhäsiv entfernt und es folgte die Aushärtung (Polymerisation) nach Herstellerangaben für jeweils 10 Sekunden von den interproximalen Seiten.

### **3.1.4 Polymerisationslampe**

#### **Ortholux™ XT, 3M Unitek**

Zur Anwendung kam eine konventionelle Halogenlampe (Ortholux™ XT, 3M Unitek). Diese Lampe hat eine Lichtintensität von 600-800 mW/cm<sup>2</sup>, bei einer Wellenlänge von 430 – 480 nm.

### **3.1.5 Ätzel für Säureätztechnik**

#### Oberflächenkonditionierung

Um ein retentives Ätzmuster auf der Zahnoberfläche zu erhalten wurde ein Ätzel mit 37,5%iger Orthophosphorsäure (GelEtch<sup>®</sup>, 3M Unitek, Monrovia, California, USA) verwendet. Die Einwirkzeit betrug 20 Sekunden. Das Absprühen mit dem Spraystrahl erfolgte für jeweils 10 Sekunden.

## **3.2 Methoden**

### **3.2.1 Herstellung der Prüfkörper**

Die extrahierten Zähne wurden von Geweberesten befreit und die Wurzeln mittels einer Trennscheibe entfernt. Die klinische Krone wurde in Palavit G<sup>®</sup> (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany) eingebettet. Als Form dient ein zylinderförmiges Rohr. Die Ausrichtung der Zahnkronen erfolgte mit ihren vestibulären bzw. labialen Flächen parallel zur „Tischkante“. Der Prüfkörper hat eine Höhe von 20 mm und einen Durchmesser von 16,5 mm (siehe Abbildung 1).

Abschließend folgte eine Oberflächenreinigung der Prüfkörper mit Bimsstein (Fa. Ernst Hinrichs GmbH, Goslar, Germany).

Die Schmelzoberflächen sollten frei von Verunreinigungen und Kunststoffresten sein und nicht mit Fluoriden oder fluoridhaltigen Pasten während der Bearbeitung bis zum eigentlichen Versuch in Kontakt kommen.

Die Bracketbasis (mesh) wurde mit Alkohol gereinigt und getrocknet, anschließend wurden alle Brackets mit Transbond XT<sup>®</sup> beschichtet. Nach dem Platzieren der Brackets auf jeden einzelnen Zahn bei Raumtemperatur, wurden diese mittig mit einer kalibrierten Kraft von 250g auf die Zahnoberfläche angedrückt, um eine gleichmäßige Schichtstärke des Komposites zu erreichen. Dieses wurde mittels einer orthodontischen Waage (Correx, Schweiz) gewährleistet. Überschüssiges Komposit wurde vor der endgültigen Polymerisation durch eine Polymerisationslampe entfernt. Das beschriebene Procedere wurde von einer Person an einem Tag durchgeführt. Vor dem eigentlichen Versuch den Haftverbund zu ermitteln, lagerten die Prüfkörper für 48 Stunden in deionisiertem Wasser bei 37°C.



**Abbildung 1:** In Kunststoff eingebetteter Prämolare

### 3.2.2 Prüfvorrichtung, Versuchsaufbau

Die Scherversuche wurden an einer standardisierten, computergesteuerten, hydraulischen Prüfvorrichtung Zwick Z 2.5 (Fa. Zwick, Ulm, Germany) (Abbildung 2) durchgeführt.



**Abbildung 2:** Verwendete Prüfvorrichtung

### 3.2.3 Bonding

**Gruppe 1 (Kontrollgruppe):** Hier fand das Bonding nach konventioneller Säure- Ätz-Technik statt. Der nicht präparierte Zahnschmelz wurde für 20 Sekunden mit 37,5%iger Orthophosphatsäure (GelEtch<sup>®</sup>, 3M Unitek, Monrovia, California, USA) konditioniert und anschließend unter fließendem Wasser 10 Sekunden gespült und luftgetrocknet.

Der Haftvermittler, hier Transbond XT<sup>®</sup> (3M Unitek), wurde mit einem Schaumstoff-Pellet aufgetragen und für 20 Sekunden lichtgehärtet.

Es folgte die Applikation der Brackets wie zuvor beschrieben.

**Gruppe 2:** In dieser Gruppe wurde der selbstätzende Primer Clearfil Protect Bond<sup>™</sup> (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan), nach Herstellerangaben angewendet und auf den unbeschiffenen Zahnschmelz aufgetragen.

Der Zahnschmelz in dieser Gruppe wurde ebenfalls für 20 Sekunden mit 37,5%iger Orthophosphatsäure (GelEtch<sup>®</sup>, 3M Unitek, Monrovia, California, USA) konditioniert. Nach dem Ätzvorgang wurde die Zahnoberfläche unter fließendem Wasser 10 Sekunden lang gespült und anschließend luftgetrocknet.

Es folgte das Auftragen des Primers (Clearfil Protect Bond<sup>™</sup>) auf den konditionierten Schmelz. Dieser wurde für 20 Sekunden belassen und der Überschuss wurde unter einem Luftstrom aus der Multifunktionsspritze des Behandlungsstuhls zur Verflüchtigung gebracht.

Anschließend wurde das Bonding, Transbond XT<sup>®</sup> (3M Unitek), aufgetragen und 20 Sekunden lichtgehärtet.

Es folgte die Applikation der Brackets wie zuvor beschrieben.

**Gruppe 3:** Der selbstätzende Primer Clearfil Protect Bond<sup>™</sup> (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan) fand hier unter denselben Bedingungen wie in Gruppe 2 Anwendung. Jedoch wurde hier auf das vorherige Konditionieren, also das Anätzen der Schmelzoberfläche, verzichtet.

Der Primer wurde unmittelbar auf die Schmelzoberfläche aufgetragen und nach 20 Sekunden unter einem Luftstrom der Überschuss zum Verdampfen gebracht.

Es folgte die Beklebung mit Transbond XT<sup>®</sup> (3M Unitek) mit anschließender Lichthärtung für 20 Sekunden.

Es folgte die Applikation der Brackets wie beschrieben.

Tabelle 3 zeigt die eben beschriebenen Gruppen nochmals in der Übersicht.

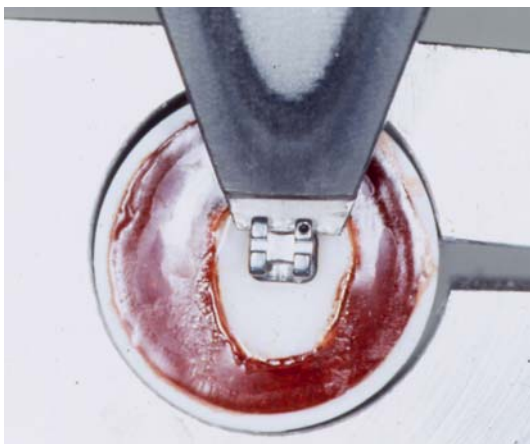
**Tabelle 3:** Unterschiedliche Gruppen und Konditionierungen

	Konditionierung (37.5%ige Phosphorsäure)	Primer	Bonding (Haftvermittler)	Lichthärtung
Gruppe 1 (Kontrollgruppe)	für 20 Sek.	Transbond XT <sup>®</sup> , 3M Unitek	Transbond XT <sup>®</sup> , 3M Unitek	für 20 Sek.
Gruppe 2	für 20 Sek.	Clearfil Protect Bond <sup>™</sup> , für 20 Sek.	Transbond XT <sup>®</sup> , 3M Unitek	für 20 Sek.
Gruppe 3	keine	Clearfil Protect Bond <sup>™</sup> , für 20 Sek.	Transbond XT <sup>®</sup> , 3M Unitek	für 20 Sek.

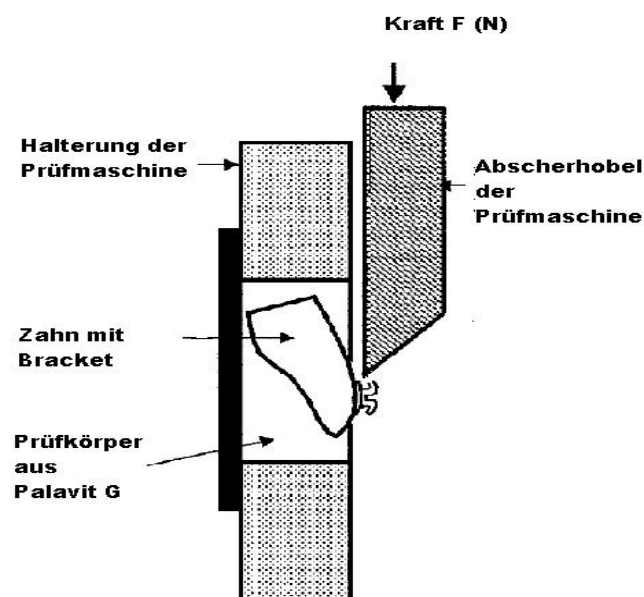
### 3.2.4 Debonding mittels Scherversuch

Die applizierte Kraft wurde auf das Bracket zwischen Basis und Flügel in okklusogingivaler Richtung geleitet. Das Bracket wurde mit dem Prüfkörper lotgerichtet in den Spannbacken der Prüfmaschine fixiert, um die Scherkraft rechtwinklig zur Bracketbasis einbringen zu können (Abbildung 3a und 3b).

Die Geschwindigkeit der eingeleiteten Kraft betrug 1mm/min, die Abscherkraft wurde in Newton [N] gemessen.



**Abbildung 3a:** Lokalisation des Scherkopfes zwischen Bracketbasis und -flügel



**Abbildung 3b:** Schematische Darstellung der Prüfeinheit. Die Kraft wird zwischen Bracketbasis und Bracketflügeln appliziert.

### 3.2.5 Bruchstellenanalyse, Oberflächenbeurteilung

Nach der Scherprüfung verbleiben auf der Bracketbasis sowie auf der Zahnoberfläche Adhäsivreste (Abbildungen 4a und 4b).

Die auf dem Zahn verbliebenen Kompositreste wurden mit dem „Adhesiv Remnant Index“ (ARI) beurteilt.

Der ARI wurde 1984 von Årtun und Bergland (Artun und Bergland, 1984) eingeführt und beschreibt die verbliebene Menge des Komposit auf der Schmelzoberfläche nach der Prüfung (Abbildung 4b). Der ARI ermöglicht eine Aussage über die Qualität der Bruchstelle. Unterschieden wird ein adhäsiver Bruch, also ein Bruch des Aneinanderhaftens der Moleküle im Bereich der Grenzflächen zweier verschiedener Stoffe, oder ein kohäsiver Bruch, das Versagen des inneren Zusammenhalts der Moleküle eines Körpers.

Die Prüfkörper besitzen in ihrem Prüfbereich zwei Oberflächen, die mit Hilfe von polymerisiertem Komposit verbunden sind.

Die Haftung an der Zahnhartsubstanz kommt in erster Linie durch die mechanische Retention an der Oberfläche zustande, die in den Versuchsreihen durch Mikroporositäten vergrößert wurde (Konditionierung). Auf der Bracketseite erfolgt die mechanische Retention durch die Netzbasis. Wird eine Kraft senkrecht zur Verbundstelle eingeleitet und ein Bruch forciert, lässt sich anschließend die Bruchstelle visuell beurteilen:

Verbleibt der Hauptteil des Komposites nach Abscherbelastung auf der Zahnoberfläche oder auf der Netzbasis, wird ein adhäsiver Bruch angenommen, da die Adhäsion zwischen der Grenzfläche Schmelz / Komposite oder Komposite / Bracket verloren gegangen ist.

Ein kohäsiver Bruch liegt vor, wenn die Bruchstelle innerhalb des Komposites festgestellt wird. In diesem Fall haben die Anziehungskräfte zwischen den Molekülen innerhalb des Komposites der auftretenden Kraft nicht standhalten können. Die Beurteilung erfolgt visuell und wird wie folgt eingeteilt:

**0** = kein Komposit ist auf dem Zahn verblieben

**1** = weniger als 50% des Komposit ist auf dem Zahn verblieben



2 = mehr als 50% des Komposit ist auf dem Zahn verblieben

3 = das Komposit ist vollständig auf dem Zahn verblieben

Für die Interpretation der ARI-Werte bedeutet dieses, dass ein niedriger Wert und somit wenig Adhäsiv auf der Zahnoberfläche, die Gefahr eines potentiellen Schmelzausrisses beinhaltet. Im Gegensatz dazu bedeutet ein hoher Wert auch einen höheren Verbleib von Restadhäsiv auf dem Zahn und damit verbunden, einen Mehraufwand bei der Adhäsiventfernung.

Der Verbund in der Bracket-Adhäsiv-Technik wird durch möglichst hohe Adhäsions- und Kohäsionskräfte erzielt. Die Beurteilung der Bruchfläche zeigt die Schwachstelle in der Verbindung und gibt Aufschlüsse über die Möglichkeiten der Verbesserung der Klebung.

Die Einteilung der Prüfkörper in die verschiedenen Gruppen erfolgte mit Hilfe eines Stereomikroskops bei 10facher Vergrößerung. Die Betrachtung der Zahnoberflächen und die Einteilung in die Gruppen des ARI wurden von einer Person durchgeführt.



**Abbildung 4a:** Bracketbasis mit Adhäsivresten nach Debonding



**Abbildung 4b:** Zahnoberfläche nach Debonding

### 3.2.6 Statistische Analyse

Um die Haftkraft zu bestimmen, wurde die aufgewendete Kraft beim „debonding“ in Newton [N] gemessen und in Megapascal [MPa] umgewandelt. Hierzu wurde die in Newton gemessene Kraft anschließend durch die Oberfläche der entsprechenden Bracketbasis geteilt. Es resultiert ein Wert, der den Druck pro Fläche angibt und die Einheit [MPa] trägt.

Dieser erhaltene Wert führt zu einem relativen Wert, mit dem Vergleiche zu anderen Studien gemacht werden können.

Die Haftkraft in Megapascal [MPa] wurde in der Kaplan-Meier Überlebenskurve nach Gruppen aufgeteilt dargestellt. Die Kaplan-Meier Überlebenskurve zeigt im Gegensatz zu den üblicherweise verwendeten Mittelwertanalysen die klinische Zuverlässigkeit der Klebung im empfohlenen Grenzbereich. Weiterführende Analysen mit dem Kruskal-Wallis Test und dem Mann-Whitney Test dienen dem Vergleich der Werte der einzelnen Gruppen untereinander.

Um statistisch aussagekräftige Signifikanzen zu erlangen, wurde die Bonferroni Korrektur angewandt.

Zur Bestimmung signifikanter Unterschiede zwischen den einzelnen ARI Werten, wurden nicht-parametrische Tests nach Kruskal-Wallis und Mann-Whitney herangezogen.

Das Signifikanzniveau wurde bei allen Analyseverfahren auf  $p \leq 5\%$  festgelegt.

## 4. Ergebnisse der Scherversuche

In Tabelle 4 sind die Mittelwerte, Mediane, Standardabweichungen Standardfehler sowie die statistische Analyse möglicher Gruppendifferenzen dargestellt. Der Log Rank Test zeigt statistisch signifikante Unterschiede ( $P = 0.001$ ) zwischen den einzelnen Gruppen in Bezug auf die Haftfestigkeit.

Mit Hilfe der Bonferroni Korrektur konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Frontzahnbrackets in Gruppe 2 (Clearfil + Säureätzung) und allen anderen Gruppen gezeigt werden ( $P < 0.008$ ) (siehe Tabelle 4). Die mittleren Haftwerte der übrigen Frontzähne und Prämolaren lagen auf einem ähnlich hohen Krafniveau.

Bei der Anwendung des Mann-Whitney Tests wurden diese Unterschiede zwischen der Frontzahngruppe 1 (Säureätzung / Transbond Primer) und Frontzahngruppe 2 (Säureätzung / Clearfil Protect) präzisiert ( $P = 0.004$ ).

Die mittleren Haftwerte für die Frontzahngruppe 2 waren insgesamt höher und die Darstellung in der Kaplan-Meier Kurve zeigt für diese Gruppe die höchste kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit (Abbildung 5). Somit ist für diese Kombination die Wahrscheinlichkeit des Bracketverlustes am geringsten.

Das grau unterlegte Feld in Abbildung 5 zeigt den klinisch relevanten Bereich des Bondingsystems nach der Definition von Brantley und Eliades (2001). Somit liegt die Überlebenswahrscheinlichkeit bei mindestens 80% für alle getesteten Gruppen.

Bei der Analyse der ARI Werte wurden keine Schmelzausrisse gefunden. Die Verteilung und die Mediane der ARI Werte für die entsprechende Testgruppe sind in Tabelle 5 aufgeführt.

Der Kruskal-Wallis Test zeigte keine Unterschiede zwischen den Gruppen der Prämolaren ( $4.309 = 2x$ ;  $P = 0.116$ ), wogegen signifikante Unterschiede zwischen den Frontzahngruppen gefunden wurden ( $9.988 = 2x$ ;  $P = 0.007$ ). Hierbei zeigte die Gruppe 2 (Säureätzung / Clearfil Protect) mit einem Median von 3 einen höheren ARI als die übrigen Gruppen mit einem Median von 2. Gruppe 1 (Säureätzung / Transbond Primer) und Gruppe 3 (Clearfil Protect ohne Säureätzung) zeigten keine statistisch signifikanten Unterschiede.

**Tabelle 4:** Darstellung der Abscherkraft [MPa] (Mittelwert, Standardabweichung, Median, Standard Fehler, 95 % Konfidenzintervall).

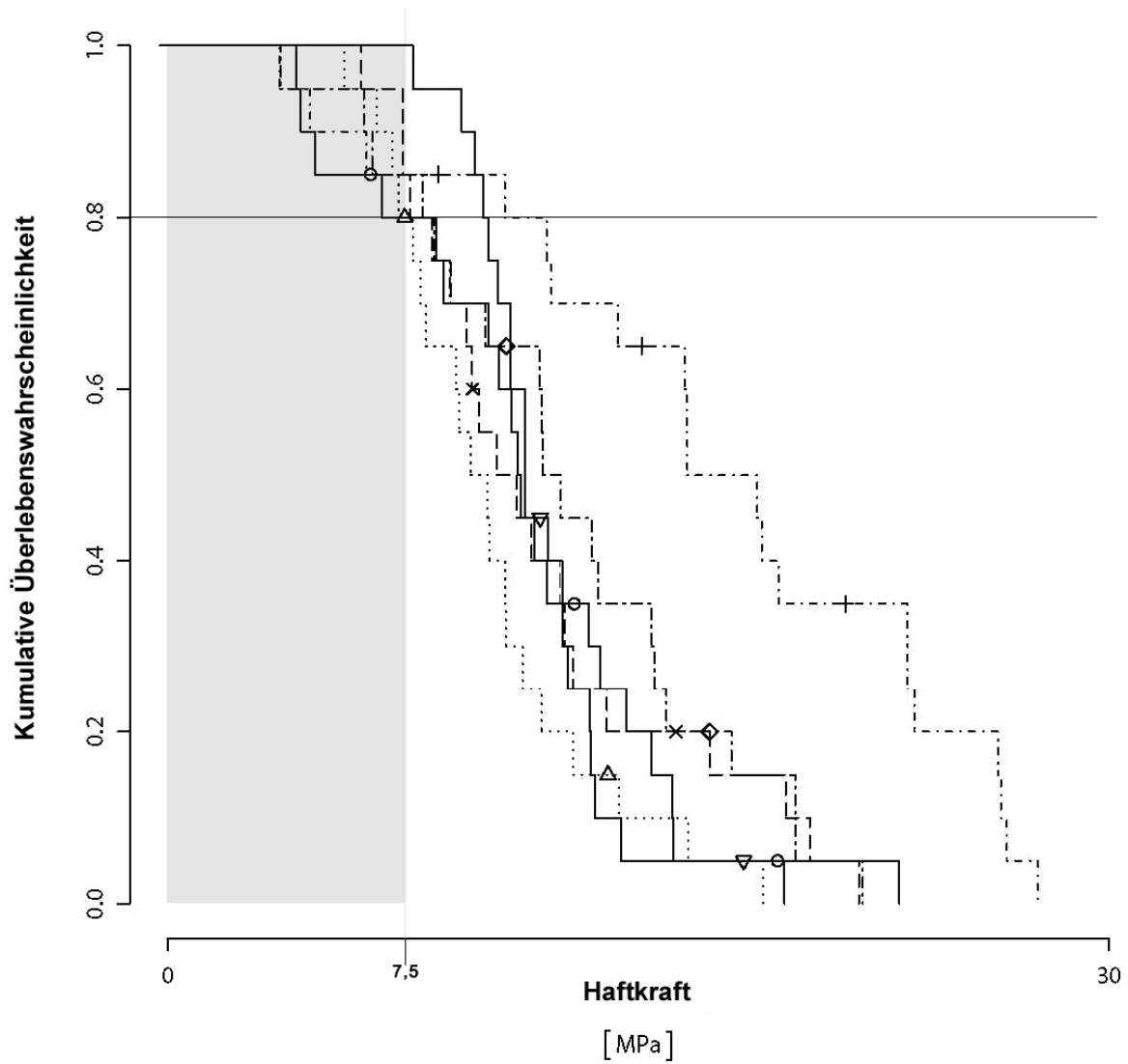
Gruppe 1: Säureätzung + Primer Transbond XT<sup>®</sup>,

Gruppe 2: Anwendung von Clearfil Protekt Bond nach Herstellerangaben auf nicht beschliffenem Zahnschmelz,

Gruppe 3: Clearfil Protekt Bond ohne vorheriges Ätzen

\* Gruppen, die mit demselben Buchstaben gekennzeichnet sind, unterscheiden sich nicht signifikant von einander (Eingestellte p-Werte mit Hilfe der Bonferroni Korrektur  $P < 0.008$ ).

Zahn	Bonding	Mittelwert	Standard- abweichung	Median	Standard Fehler	95 % KI Konfidenzintervall		Gruppen- unterschiede*
<b>Incisivi</b> (Frontzahn)	Gruppe 1	11.40	4.65	11.15	0.35	10.47	11.83	A
	Gruppe 2	17.46	7.52	16.57	2.49	11.68	21.46	B
	Gruppe 3	12.74	5.00	11.95	0.69	10.59	13.31	A
<b>Prämolar</b>	Gruppe 1	10.36	3.36	9.67	1.01	7.70	11.64	A
	Gruppe 2	12.04	4.57	10.50	1.34	7.87	13.13	A
	Gruppe 3	11.93	2.46	11.38	0.34	10.71	12.05	A



### Legende

- Gruppe 1, Incisivi
  - △ Gruppe 1, Prämolare
  - + Gruppe 2, Incisivi
  - × Gruppe 2, Prämolare
  - ◇ Gruppe 3, Incisivi
  - ▽ Gruppe 3, Prämolare
- Klinisch relevanter Bereich nach der Definition von Brantley und Eliades

**Abbildung 5** zeigt das Ergebnis der Kaplan-Meier Überlebenskurve für die unterschiedlichen Gruppen

**Tabelle 5:** Häufigkeitsverteilung des Adhesive Remnant Index (ARI).

Bonding	Zahn	ARI Werte				
		0	1	2	3	Median
Gruppe 1	Frontzahn	2	2	9	7	2
	Prämolar	3	5	3	9	2
Gruppe 2	Frontzahn	1	0	3	16	3
	Prämolar	2	1	4	13	3
Gruppe 3	Frontzahn	0	7	6	7	2
	Prämolar	1	5	9	5	2

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion der Ergebnisse

Das Ergebnis dieser in vitro Studie zeigt, dass die Benutzung des neuen selbstätzenden Primers mit oder ohne vorherige Säurekonditionierung der Schmelzoberfläche, keine signifikanten Unterschiede in seiner Haftfestigkeit im Vergleich zur Kontrollgruppe ergibt. Die Überlebenswahrscheinlichkeit liegt bei allen Gruppen bei mindestens 80% in dem von Brantley und Eliades geforderten Bereich (Brantley und Eliades, 2001). Nach Analyse der Kaplan-Meier Überlebenskurven zeigt sich für Clearfil Protect Bond im Vergleich zu dem bereits etablierten Bondingsystem (Säureätzung / Transbond XT<sup>®</sup>) eine höhere kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit. Die höchste Überlebenswahrscheinlichkeit hat die Gruppe 2 der Frontzähne (Clearfil Protect mit Säureätzung). Ein höhere Überlebenswahrscheinlichkeit deutet auf einen belastungsfähigeren Haftverbund.

Die Leistungsfähigkeit des neuen selbstätzenden Bondingsystems zeigt insbesondere der Vergleich der Gruppe 3 (Clearfil Protect ohne Säureätzung) mit der Kontrollgruppe (Gruppe 1). Hier wurden ähnlich hohe Testwerte erreicht, die beide oberhalb des empfohlenen Wertebereiches eines suffizienten adhäsiven Verbundes für die Anwendung von festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen lagen (Brantley und Eliades, 2001). Statistisch konnten keine Unterschiede zwischen den beiden Konditionierungsmethoden ermittelt werden.

Signifikant höhere Haftverbundwerte konnten nur zwischen Frontzähnen der Kontrollgruppe und der Gruppe 2 (Säureätzung / Clearfil Protect) beobachtet werden. In dieser Gruppe wurden die Frontzähne nach der Säureätzung zusätzlich mit dem neuen selbstätzenden Primer konditioniert.

Das Vorgehen entsprach der Empfehlung des Herstellers für die Anwendung in der Füllungstechnik auf intaktem Zahnschmelz. Mit einem mittleren Haftwert von 17,46 (+/- 7,52 MPa) erscheint jedoch die Gefahr von Schmelzausrissen deutlich erhöht. Bei Prämolaren ergaben sich in der Gruppe 2 im Vergleich zu den anderen Varianten keine signifikanten Unterschiede in den Haftwerten. Es lässt sich daraus folgern, dass bei beiden Zahntypen der zusätzliche Schritt der

Säureätzung für den routinemäßigen kieferorthopädischen Gebrauch nicht unbedingt erforderlich ist. Das Entfallen der Säurekonditionierung würde während der klinischen Anwendung einen Zeitvorteil ergeben.

Der statistische Vergleich der ARI-Werte ergab Unterschiede zwischen den Gruppen. Während kein statistisch signifikanter Unterschied in den Gruppen der Prämolaren zu finden war, zeigten die ARI-Werte der Schneidezähne in Gruppe 2 jedoch signifikant höhere Werte als die der Gruppen 1 und 3. Somit scheint sich hierbei die Bruchgrenze bei Incisiven mehr zur Grenzfläche Bracketbasis/Adhäsiv verschoben zu haben. Dies spricht für einen starken Schmelz/Adhäsiv-Verbund, der sich auch in den höheren Haftwerten widerspiegelt. Der Haftverbund bei Prämolaren hat, wie zuvor beschrieben, seine eigenen Gesetzmäßigkeiten (Katona, 1997; Shinya et al., 2007). Die gekrümmte Zahnoberfläche und der somit bei Scherprüfungen multidirektional belastete Klebeverbund bricht eher gemischt kohäsiv/adhäsiv. Dieses könnte eine Erklärung dafür sein, dass die zusätzliche Säurekonditionierung bei Gruppe 2 der Prämolaren keinen Einfluss auf den Haftverbund zeigen konnte.

In der Testgruppe 3 (Clearfil Protect ohne vorherige Säureätzung) konnte gezeigt werden, dass insgesamt ausreichend hohe Haftwerte erreicht werden konnten. Dies scheint nicht überraschend zu sein, wenn man bedenkt, dass der neue Primer eine Weiterentwicklung des umfangreich getesteten selbstätzenden Primers Clearfil SE Bond™ ist. Verschiedene Untersuchungen mit Clearfil SE Bond™ in Bezug auf seine Haltefestigkeit wurden veröffentlicht und zeigten überwiegend positive Ergebnisse. Ebenfalls spricht für dieses System eine geringe Fehleranfälligkeit in der Anwendung, da auf Arbeitsschritte wie Spülen mit Wasser und anschließendem Trocknen der Oberfläche und ihrer Umgebung wegfallen (Buyukyilmaz et al., 2003; Lopes et al., 2004; Naughton und Latta, 2005).

Die absolute Trockenlegung der Schmelzoberfläche ist bei der konventionellen Säureätztechnik notwendig und im klinischen Gebrauch häufig schwierig durchzuführen. Eine Benetzung der konditionierten Oberfläche mit Feuchtigkeit führt zu frühem Bracketverlust (Diedrich, P 1988). Somit könnte der Gebrauch des selbstätzenden Primers für diese Problematik vorteilhaft sein.



Frühere Studien zeigten bei der Verwendung eines selbstätzenden Primers erheblich geringere Haftwerte als die des herkömmlichen Säure-Ätz Verfahrens (Bishara et al., 1998, 1999; Cehreli et al., 2005; Park und Lee, 2004).

Die Erklärung für diese Ergebnisse konnte eine Untersuchung mit dem Elektronenmikroskop erbringen. Nach dem Benetzen der konditionierten Schmelzoberfläche mit dem Haftvermittler (bonding) zeigten sich bei dieser Studie nur dünne, wenig geordnete Mikroretentionen (tags) im Schmelz (Bishara et al., 1998). Cehreli et al. stellten 2005 den klinischen Gebrauch von selbstätzenden Primern für kieferorthopädische Bondingverfahren in Frage, nachdem deutlich niedrigere Haftwerte nach thermozyklischer Behandlung zu erkennen waren. Die insgesamt kürzeren „tags“ im Zahnschmelz könnten dafür ursächlich sein. Bezüglich dieser Problematik würde eine zusätzliche Säureätzung, wie in Gruppe 2 durchgeführt, für zusätzliche Mikroretentionen im Schmelz sorgen. Die klinische Relevanz wäre in einer in vivo Studie zu überprüfen.

Selbstätzende Primer wurden kontinuierlich weiterentwickelt und stellen heute in der konservierenden Zahnheilkunde eine etablierte Methode dar (Strydom, 2004). Neuere Entwicklungen konnten den Verbund zum Zahnschmelz in Bezug auf die Haftfestigkeit steigern (Moszner et al., 2005). Geringere Ätztiefen und kürzere „tags“ können aber auch von Vorteil sein, denn sie verringern den Gesamtschmelzverlust, der bei jeder kieferorthopädischen Behandlung mit geklebten festsitzenden Apparaturen unabdingbar ist.

Die potentielle Gefahr, bei einer festsitzenden Apparatur Demineralisationen zu entwickeln, muss ernst genommen werden. Das Auftreten von neuen Schmelzdefekten bei Patienten mit festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen, die ihre Zähne mit fluoridhaltiger Zahnpasta putzten, ist mit 13 – 75% beschrieben (Wenderoth et al., 1999; Fornell et al., 2002).

Entsprechend den systematischen Überblicken (Benson et al., 2004; Derks et al., 2004) kariespräventiver Maßnahmen bei Patienten mit festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen, zeigten Zahnpasten und Gele mit einer hohen Fluoridkonzentration (1.500 – 5000 ppm) oder Spüllösungen (0.05% pro Tag) eine Tendenz, dem Demineralisationsprozess entgegenzuwirken. Dagegen zeigten Zähne mit einem Polymerüberzug um die Brackets bzw. unter der Verwendung fluoridabgebender Bondingmaterialien keinen positiven Einfluss bei

der Prophylaxe von Demineralisationen. Das Kariesrisiko ist jedoch immer von der Mundhygiene des Patienten abhängig; eine zuckerarme Ernährung für die Dauer der kieferorthopädischen Behandlung wird empfohlen (Zimmer und Rottwinkel, 2004).

Ein weiterer kariesprophylaktischer Ansatz ist die Verwendung von antibakteriellen Adhäsiven. Die zusätzliche Verwendung von antimikrobiellen Bestandteilen führte bei einer früheren Studie zu nicht ausreichenden Haftwerten (Karaman und Uysal, 2004). Die alleinige Beimischung von antimikrobiellen Substanzen beeinflusst den Haftverbund negativ.

Bei der vorliegenden Studie wurde Clearfil Protect Bond verwendet, welches schon zuvor nachgewiesene antibakterielle Eigenschaften besitzt (Ebi et al., 2001; Nakatsuka et al., 2001; Kawashima et al., 2002; Imazato et al., 2002, 2003; Peters et al., 2004). MDPB (methacryloyloxydodecylpyridinium bromide) hemmt das Wachstum von *Streptococcus mutans* nach Speichelkontakt deutlich (Imazato et al., 2003; Peters et al., 2004). Die Anzahl der Bakterien wurde auf ein Viertel der Ausgangslösung reduziert. Gemessen wurde dieses Ergebnis nach 18 Stunden. Die Wirkung des funktionellen Monomer MDPB ist umfangreich für die Anwendung in Kavitäten bei der Füllungstherapie getestet worden, nicht jedoch auf Glattflächen bei der kieferorthopädischen Anwendung. Es stellt sich angesichts der positiven Ergebnisse in dieser in vitro Studie die Frage nach der antibakteriellen Oberflächenaktivität in einem Zeitraum von ca. 18 bis 24 Monaten, dem durchschnittlichen Behandlungszeitraum mit einer festsitzenden Apparatur in der Kieferorthopädie.

Aus den Erfahrungen dieser Prüfung lässt sich bezogen auf die Haftfestigkeit der Anwendungsbereich des neuen Primers auf festsitzende Apparaturen in der Kieferorthopädie ausweiten. Da in vitro Bewertungen von Haftverbundkräften Einflüsse wie Speichel, Abrasion und mastikatorische Kräfte nicht berücksichtigen (Pickett et al., 2001), können die erreichten Mittelwerte der getesteten Haftverbunde in ihrer Interpretation nur von eingeschränktem Wert sein.

Es muss nun eine prospektive, randomisierte Studie folgen, die diese Ergebnisse im klinischen Einsatz bewertet und bestätigt. Dann könnten evidence basierte Anwendungshinweise für Kieferorthopäden gegeben werden, um eine opti-

male Strategie zur Vermeidung der Entstehung von Demineralisationen während der Anwendung von festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen zu erzielen.

## 5.2 Bewertung der Prüfmethode

Um den klinischen Bedingungen möglichst gerecht zu werden, folgten die hier aufgeführten Testreihen den Empfehlungen aus der Literatur (Fox et al., 1994; Eliades und Brantley, 2001; Klocke und Kahl-Nieke, 2005).

Testungen wie diese in vitro Studie gelten in der zahnärztlichen Werkstoffkunde als aussagekräftig. Bei Haftverbundprüfungen werden Scher-, Zug- oder Torsionstests durchgeführt. In der kieferorthopädischen Literatur finden sich hauptsächlich Scher- und Zugprüfungen. Dies steht mit der Verfügbarkeit der Prüfmaschinen, aber auch mit der Erkenntnis, dass der Haftverbund am Zahn bei Belastung hauptsächlich unter Scher- und Zugkräften steht (Eliades und Brantley, 2001) in Zusammenhang. Den orthodontischen Kräften schrieb Newman (1965) eine maximale Belastung an der Bracketbasis in der Größenordnung von 2 MPa zu. Nach neueren Erkenntnissen geben Eliades und Brantley (2001) Kräfte von 40 bis 120 N als klinisch relevante Größe an, die bei der Mastikation auf ein Bracket ausgeübt werden. Bei einer durchschnittlichen Bracketbasisfläche von 16mm<sup>2</sup> entspricht dies einer oberen Belastungsgrenze von ca. 7,5 MPa.

Für die Behandlung mit festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen haben Reynolds und von Fraunhofer (1975) Haftverbundwerte mit einem Richtwert von 6 – 8 MPa empfohlen. Bei Überschreiten der kritischen Adhäsionsgrenze des Schmelzgefüges von 9 – 11 MPa (Bowen und Rodriguez, 1962) muss bei unsachgemäßer Entfernung der Brackets oder bei Verlust mit Schmelzausrissen gerechnet werden.

Der Vergleich der erzielten Werte mit früheren Untersuchungen ist durch die Vielzahl der Prüfparameter außerordentlich schwierig (Eliades und Bourauel, 2005).

Jedoch ist ein Vergleich innerhalb der Studie zu einem klinisch etablierten Bondingsystem (Transbond XT<sup>®</sup> mit Säureätzung) zulässig und aussagekräftig (Eliades und Brandley, 2001). Haftverbundsysteme erfahren Limitationen durch ihre Anwendung. Die spezifischen Eigenschaften einzelner Adhäsive, aber auch die unterschiedliche Schmelzbeschaffenheit und ihr Löslichkeitsverhalten beim Konditionieren führen zu Variationen. In dieser in vitro Studie wurde auf die Schichtstärke des Klebespaltes durch Kalibrierung mit einer Waage geachtet sowie das Procedere der Klebung durch eine einzelne Person durchgeführt.

Die zwei unterschiedlichen Prüfkörper und die dafür zahnspezifisch verwendeten Brackettypen sollten den unterschiedlichen Krümmungsradien der Zahnoberflächen – Incisiven vs. Prämolaren – Rechnung tragen. Stark gewölbte Oberflächen haben ein anderes Haft- und Bruchverhalten als flache Oberflächen (Katona TR, 1997). Somit kann die Aussage einer werkstoffkundlichen Studie an Frontzähnen nicht uneingeschränkt auf Seitenzähne übertragen werden. Da diese jedoch am häufigsten von Bracketverlusten betroffen sind, empfiehlt sich eine Differenzierung nach Zahntypen (Shinya et al., 2007).

Durch den Abstand des Kraftangriffs, welcher durch den Scherkopf der Prüfmaschine zwischen Bracketbasis und Bracketflügel appliziert wird, kann es durch auftretende Drehmomente zu unterschiedlichen Ergebnissen kommen.

Somit ist eine exakte reproduzierbare Position des Kraftansatzes wichtig für die Aussagekraft der Haftprüfung. Der Kraftangriff bei der hier verwendeten Methode soll möglichst genau die klinische Belastung simulieren. Wird der Kraftansatz in Richtung Zahnschmelz verlagert, entspricht dies eher dem Kraftangriff beim Debonding durch eine Zange (Placido et al., 2007).

## 6 Zusammenfassung

Das Kariesrisiko bei festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen ist durch die erschwerte Mundhygiene und die zusätzlichen Retentionsnischen generell erhöht. Alle Strategien, die zur Kariesprophylaxe in der Kieferorthopädie beitragen, sind somit erstrebenswert.

In der restaurativen Zahnheilkunde wurde zuvor ein neu entwickeltes Bondingsystem vorgestellt, welches wissenschaftlich gesicherte antibakterielle Eigenschaften hat. Clearfil Protect Bond™ ist ein Fluorid abgebender, selbstätzender Primer, der in klinischen Studien bereits eine Plaque reduzierende Wirkung zeigen konnte. Ziel dieser Untersuchung war es, die in vitro Haftverbundwerte des neuen Primers im Vergleich zu einem klinisch etablierten Bondingsystem (Transbond XT®) für die Kieferorthopädie zu bewerten. Hierbei wurde der Haftverbund für die Bracket-Adhäsiv-Technik getestet.

In den Versuchsreihen wurden 60 Frontzähne und 60 Prämolaren in je drei Gruppen aufgeteilt. Neben der Vergleichsgruppe mit konventioneller Säureätztechnik (Transbond XT® Primer / Bonding) wurden zwei Testgruppen mit Clearfil Protect Bond etabliert. Diese unterschieden sich durch die vorherige Säureätzung. Als Adhäsiv zur Befestigung der Metallbrackets wurde ebenfalls Transbond XT® verwendet. Die in vitro Testung erfolgte durch einen standardisierten Abscherversuch.

Innerhalb der Beschränkungen dieser in vitro Studie zeigt die Anwendung des neuen Primers auch ohne vorherige Konditionierung durch Säure-Ätz-Technik akzeptable Haftwerte und nur geringe Kompositerrückstände auf den Zahnoberflächen nach dem Debonding.

Die statistische Analyse ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Testgruppen; einzig die Kombination aus Clearfil Protect mit zusätzlicher Säureätzung ergab bei Frontzähnen einen signifikant höheren Haftverbund. Dieser Unterschied zeigte sich ebenfalls in der statistischen Analyse der ARI-Werte. Hier war bei der oben genannten Kombination das höchste mittlere Restadhäsiv zu sehen.

Nach Herstellerangaben ist eine vorherige Säureätzung auf unbehandeltem Zahnschmelz empfohlen. Die Abscherprüfung der Brackets mit Clearfil Protect Bond ohne vorherige Säureätzung konnte jedoch keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Haftwerte zu den anderen Gruppen ermitteln.

Unter Berücksichtigung der erzielten Ergebnisse erscheint die Anwendung von Clearfil Protect Bond™ für die adhäsive Befestigung von Metallbrackets empfehlenswert. Doch sollte eine klinische Studie folgen, um das Potential des neuen Primers insbesondere in Hinblick auf die Minimierung des Risikos von Demineralisationen zu untersuchen.

## 7 Literaturangaben

1. Årtun J, Bergland S (1984) Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pre-treatment. *Am J Orthod* 85: 333-340
2. Balenseifen J W, Madonia J V (1970) Study of dental plaque in orthodontic patients. *J Dent Res* 49: 320-324
3. Benson P E, Parkin N, Millet D T, Dyer F E, Vine S, Shah A (2004) Fluorides for the prevention of white spots on teeth during fixed brace treatment. *Cochrane Database Syst Rev* 3: CD003809. Review
4. Bishara S E, Gordan V V, Von Wald L, Olson M E (1998) Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114: 243-247
5. Bishara S E, Gordan V V, Von Wald L, Jacobsen J R (1999) Shear bond strength of composite, glass ionomer and acidic primer adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 115: 24-28
6. Bishara S E, Von Wald L, Laffoon J F, Warren J J (2001) Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119: 621- 624
7. Bishara S E, Laffoon J F, Von Wald L, Warren J J (2002) The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 121: 521-525
8. Bishara S E, Laffoon J F, Von Wald L, Warren J (2002 a) Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 121: 297-300

9. Bishara S E, Ajlouni R, Laffoon J F, Warren J J (2002 b) Effect of a fluoride-releasing acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets, *Angle Orthod* 72: 199-202
10. Bishara S E, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J (2002 c) Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 72: 464-467
11. Bowen R L, Rodriguez M S (1962) Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *Am J Dent As* 64: 378-387
12. Brantley W A, Eliades T (2001) Enamel etching and bond strength. In: Brantley W A, Eliades T (eds): *Orthodontic Materials. Scientific and clinical aspects*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 107-120, 202-217
13. Brown C R L, Way D C (1978) Enamel loss during orthodontic bonding and subsequent loss during removal of filled and unfilled adhesives. *Am J Orthod* 74: 663-671
14. Buonocore M G (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34: 849-853
15. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman A (2003) Effect of self-etching primers on bond strength – are they reliable? *Angle Orthod* 73: 64-70
16. Carstensen W (1992) The effects of different phosphoric acid concentrations on surface enamel. *Angle Orthod* 62: 51-58
17. Cehreli Z C, Kecik D, Kocadereli I (2005) Effect of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 127: 573-579



18. Choo S C, Ireland A J, Sherriff M (2001) An invitro investigation into the use of resin-modified glass-poly(alkenoate) cements as orthodontic bonding agents. *Eur J Orthod* 23: 243-252
19. Derks A, Katsaros C, Frencken J E, van't Hof M A, Kuipers-Jagtman A M (2004) Caries-inhibiting effect of preventive measure during orthodontic treatment with fixed appliances. *Caries Res* 38: 413-420
20. Diedrich P (1979) Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung zur Schmelzkonditionierung bei der Klebetechnik. *Fortschr Kieferorthop* 40: 248-262
21. Diedrich P (1980) Die Bracketentfernung und anschließende Schmelzpolitur – eine rasterelektronenmikroskopische Studie. *Fortschr Kieferorthop* 41: 491-502
22. Diedrich P (1981) Die Haftverbundfestigkeit verschiedener orthopädischer Adhäsive zum konditionierten Schmelz und zur Bracketbasis. *Fortschr Kieferorthop* 42: 305-320
23. Diedrich P (1981) Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *Am J Orthod* 79: 500-522
24. Ebi N, Imazato S, Noiri Y, Ebisu S (2001) Inhibitory effects of resin composite containing bactericide-immobilized filler on plaque accumulation. *Dent Mater* 17: 485-491
25. Eliades T, Brantley W A (2000) The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod* 22: 13-23
26. Eliades T, Bourauel C (2005) Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 127: 403-412

27. Fornell A C, Sköld-Larsson K, Hallgren A, Bergstrand F, Twetman S (2002) Effect of a hydrophobic tooth coating on gingival health, mutans streptococci, and enamel demineralization in adolescents with fixed orthodontic appliances. *Acta Odontol Scand* 60: 37-41
28. Fox N A, Mc Cabe J F, Buckley J G (1994) A critique of bond strength testing in orthodontics. *Brit J Orthod* 21: 33-43
29. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A (2000 b) Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25: 324-330
30. Frankenberger R (2001) Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. *Die Adhäsivtechnologie*. Dent Net Masters 3M Espe AG: 12-27
31. Fritz U B, Diedrich P, Finger W J (2001) Self-etching primers – an alternative to the conventional acid etch technique? *J Orofac Orthop* 62: 238-245
32. Fitzpatrick D A, Way D C (1977) The effects of wear, acid etchings and bond removal on human enamel. *Am J Orthod* 72: 671-680
33. Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G (1998) Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glassionomer cements and compomers. *Dent Res* 77: 2012-2019
34. Geurtsen W (2000) Biokompatibilität von resin-modifizierten Füllmaterialien. *Crit Rev Oral Biol Med* 11: 333-355
35. Glockmann E, Gehroldt C, Triemer K (1997) Freisetzung von Fluorid aus unterschiedlichen Glasionomerzementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 52: 668-669
36. Gorelick L, Newman G V (1965) Epoxy adhesive for orthodontic attachments: Progress report. *Am J Orthod* 51: 901-912

37. Gorelick L (1979) Bonding/the state of the art. A national survey. *J Clin Orthod* 13: 39-53
38. Guggenberger R, Weinmann W (2000) Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent*, 13: 82D-84D
39. Gwinnett A J, Gorelick L (1977) Microscopic evaluation of enamel after debonding. *Am J Orthod* 71: 651-665
40. Haller B (2000) Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent* 13: 44-49
41. Hellwig E, Klimek J, Attin T (1999) Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Fischer, München
42. Hensten-Pettersen A (1998) Skin and mucosal reactions associated with dental materials. *Eur J Oral Sci* 106: 707-712
43. Imazato S, Tarumi H, Kato S, Ebisu S (1999) Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *J Dent*, 27: 279-283
44. Imazato S, Ebi N, Tarumi H, Russell R R B, Kaneko T, Ebisu S (1999) Bactericidal activity and cytotoxicity of antibacterial monomer MDPB. *Biomaterials* 20: 899-903
45. Imazato S, Walls A G, Kuramoto A, Ebisu S (2002) Penetration of an antibacterial dentine-bonding system into demineralised human root dentine in vitro. *Eur J Oral Sci* 110: 168-174
46. Imazato S, Ebi N, Takahashi Y, Kaneko T, Ebisu S, Russell R B (2003) Antibacterial activity of bactericide-immobilized filler for resin-based restoratives. *Biomaterials* 24: 3605-3609

47. Karaman A, Uysal T (2004) Effectiveness of a hydrophilic primer when different antimicrobial agents are mixed. *Angle Orthod* 74: 414-419
48. Kawashima M, Nakatsuka K, Okada K, Yamauchi J (2002) Characteristics of a new antibacterial and fluoride releasing bonding system. *J Dent Res* 81: 241 [abstract]
49. Kaminek M (1980) Kieferorthopädische Therapie mit festsitzenden Apparaturen. JA Barth, Leipzig
50. Katona T R (1997) A comparison of the stress developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 112: 244-251
51. Klocke A, Kahl-Nieke B (2005) Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dent Mater* 21: 139-144
52. Kunzelmann K H, Hickel R (2001) Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen. *Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis.* Dent Net Masters 3M Espe AG: 47-53
53. Lopes G C, Marson F C, Vieira L C, de Caldeira A M, Baratieri L N (2004) Composite bond strength to enamel with self-etching primers. *Oper Dent* 29: 424-429
54. Magill W E (1886) Management and best means of preserving the deciduous teeth. *Dtsch Reg* 22
55. Mattingly J A, Sauer G J, Yancey J M, Arnold R R (1983) Enhancement of *Streptococcus mutans* colonization by direct bonded orthodontic appliances. *J Dent Res* 62: 1209-1211
56. Mitchell L (1992) Decalcification during orthodontic treatment with fixed appliances: An overview. *Br J Orthod* 19: 199-205

57. Moszner N, Salz U, Zimmermann J (2005) Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dent Mater* 21: 895-910
58. Nakatsuka K, Kawashima M, Yamauchi J (2001) Characteristics of a new antibacterial self-etching primer "ABP". *J Dent Res* 80: 707 [abstract]
59. Naughton W T, Latta M A (2005) Bond strength of composite to dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int* 36: 259-262
60. Newman G V (1965) Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod* 51: 901-912
61. Øgaard B, Larsson E, Henriksson T, Birkhed D, Bishara S E (2001) Effects of combined application of antimicrobial and fluoride varnishes in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120: 28-35
62. Park J W, Lee K C (2004) The influence of salivary contamination on shear bond strength of dentin adhesive systems. *Oper Dent* 29: 437-442
63. Pashley D H, Carvalho R M (1997) Dentin permeability and dentin adhesion. *J Dent* 25: 355-372
64. Perdiago J, Frankenberger R, Rosa B T (2000) New Trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 13: 25D-30D
65. Peters M C, Ning Y, Arshad A B, Imazato S, Fenno J C (2004) In vitro antimicrobial effect of a novel adhesive system. *Caries Res* 38: 368 [abstract]
66. Placido E, Meira J B, Lima R G, Muench A, Souza R M, Ballester R Y (2007) Shear versus micro-shear bond strength test: A finite element stress analysis. *Dent Mater* 23: 1086-1092

67. Pickett K L, Sadowsky P L, Jacobsen A, Lacefield W (2001) Orthodontic in vivo bond strength: Comparison with in vitro results. *Angel Orthod* 71: 141-148
68. Prati C (1999) Ten Year's Experience as Basis for Development of New Posterior Materials. *Advanced Adhesive Dentistry 3<sup>rd</sup> International Symposium*: 267-282
69. Reynolds I R, von Fraunhofer J A (1975) Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: The relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. *Br J Orthod* 3: 91-95
70. Scheie A A, Arnesbergh P, Krogstad O (1984) The effect of orthodontic treatment on prevalence of *Streptococcus mutans* in plaque and saliva. *Scand J Dent Res* 92: 211-217
71. Schmalz G, Geurtsen W, Arenholt-Bindslev D (2006) Die Biokompatibilität von Komposit-Kunststoffen. *ZM* 96: 234-242
72. Scholz R P (1983) Indirect bonding revisited. *J Clin Orthod* 17: 529-536
73. Seppä L, Forss H, Øgaard B (1993) The effect of fluorid application on fluorid release and the antibacterial action of glassionomer. *J Dent Res* 72: 1310-1314
74. Shinya M, Shinya A, Lassili L V, Varella J, Vallitu P K (2007) Effect of tooth shape and orthodontic bracket base on bond strength. *Annual Congress of the European Orthodontic Society, Berlin*: 206 [abstract]
75. Smith G, Lumley P, Ruettermann S, Imazato S, Smith A J (2003) Antibacterial effects of a selfetching/primer system for composite resin restorations. *J Dent Res*: 2661[abstract]

76. Strydom C (2004) Self-etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part 1. SADJ 59: 413-419
77. Touati B, Miara P, Nathanson D (2001) Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen. Urban & Fischer Verlag München, Kap 2: 9-22
78. Velo S (2002) Self-etching vs. traditional bonding systems in orthodontics: an in vitro study. Orthod Craniofac Res 5: 166-169
79. Wenderoth C J, Weinstein M, Borislow A I (1999) Effectiveness of a fluoride-releasing sealant in reducing decalcification during orthodontic treatment. Am J Orthod Dentofacial Orthop 116: 629-634
80. Wiegand A, Buchalla W, Attin T (2007) Review on fluoride-releasing restorative materials. Dent Mater 23: 343-62
81. Wollmarker B (1999) Das Spektrum der adhäsiven Restaurationsmöglichkeiten. ZMK 15: 274-275
82. Xu H H, Eichmiller F C, Antonucci J M , Schumacher G E , Ives L K (2000) Dental resin composite containing ceramic whiskers and precured glass ionomer particles. Dent Mater 16: 356-363
83. Zimmer B W, Rottwinkel Y (2004) Assessing patient-specific decalcification risk in fixed orthodontic treatment and its impact on prophylactic procedures. Am J Orthod Dentofacial Orthop 126: 318-324

## 8 Anhang

Werte aus Scherversuchen

<b>Bondingsystem wie in Kapitel 3.2.4 aufgeführt</b>	<b>Zahntyp</b>	<b>Fmax (ma- ximale Scherkraft, die der Ver- bund aus- hält)</b>	<b>Mpa (gemesse- ne Kraft in New- ton/Bracke tbasis)</b>	<b>ARI  (Adhesiv Remnant Index)</b>
Gruppe -1-	Frontzahn	95,87	10,96	1
Gruppe -1-	Frontzahn	59,74	6,83	0
Gruppe -1-	Frontzahn	89,61	10,24	1
Gruppe -1-	Frontzahn	134,83	15,41	2
Gruppe -1-	Frontzahn	102,24	11,68	2
Gruppe -1-	Frontzahn	204,03	23,32	3
Gruppe -1-	Frontzahn	117,54	13,43	2
Gruppe -1-	Frontzahn	140,80	16,09	3
Gruppe -1-	Frontzahn	74,90	8,56	3
Gruppe -1-	Frontzahn	37,00	4,25	0
Gruppe -1-	Frontzahn	41,12	4,70	2
Gruppe -1-	Frontzahn	128,03	14,63	3
Gruppe -1-	Frontzahn	105,85	12,10	2
Gruppe -1-	Frontzahn	120,73	13,80	2
Gruppe -1-	Frontzahn	98,65	11,27	3
Gruppe -1-	Frontzahn	36,04	4,12	3
Gruppe -1-	Frontzahn	92,41	10,56	2
Gruppe -1-	Frontzahn	97,60	11,15	2
Gruppe -1-	Frontzahn	77,13	8,81	3
Gruppe -1-	Frontzahn	141,05	16,12	2
Gruppe -3-	Frontzahn	39,81	4,55	3
Gruppe -3-	Frontzahn	164,38	18,79	3
Gruppe -3-	Frontzahn	144,31	16,49	3
Gruppe -3-	Frontzahn	94,03	10,75	3
Gruppe -3-	Frontzahn	145,02	16,57	3
Gruppe -3-	Frontzahn	170,49	19,48	3
Gruppe -3-	Frontzahn	107,02	12,23	3
Gruppe -3-	Frontzahn	234,07	26,75	3
Gruppe -3-	Frontzahn	144,90	16,56	3
Gruppe -3-	Frontzahn	231,58	26,47	3
Gruppe -3-	Frontzahn	232,51	26,57	3
Gruppe -3-	Frontzahn	242,81	27,75	2
Gruppe -3-	Frontzahn	105,82	12,09	2
Gruppe -3-	Frontzahn	206,36	23,58	3
Gruppe -3-	Frontzahn	125,62	14,36	2
Gruppe -3-	Frontzahn	31,29	3,58	3



<b>Bondingsystem wie in Kapitel 3.2.4 aufgeführt</b>	<b>Zahntyp</b>	<b>Fmax (ma- ximale Scherkraft, die der Ver- bund aus- hält)</b>	<b>Mpa (gemesse- ne Kraft in New- ton/Bracke tbasis)</b>	<b>ARI  (Adhesiv Remnant Index)</b>
Gruppe -3-	Frontzahn	208,23	23,80	3
Gruppe -3-	Frontzahn	206,38	23,59	3
Gruppe -3-	Frontzahn	165,70	18,94	3
Gruppe -3-	Frontzahn	55,61	6,35	0
Gruppe -2-	Frontzahn	104,52	11,95	1
Gruppe -2-	Frontzahn	74,33	8,49	3
Gruppe -2-	Frontzahn	57,12	6,53	3
Gruppe -2-	Frontzahn	175,07	20,00	1
Gruppe -2-	Frontzahn	109,69	12,54	1
Gruppe -2-	Frontzahn	120,05	13,72	2
Gruppe -2-	Frontzahn	71,24	8,14	1
Gruppe -2-	Frontzahn	135,74	15,51	3
Gruppe -2-	Frontzahn	54,81	6,26	3
Gruppe -2-	Frontzahn	103,75	11,86	3
Gruppe -2-	Frontzahn	175,17	20,02	2
Gruppe -2-	Frontzahn	31,49	3,60	2
Gruppe -2-	Frontzahn	135,48	15,43	1
Gruppe -2-	Frontzahn	78,85	9,01	3
Gruppe -2-	Frontzahn	139,08	15,90	2
Gruppe -2-	Frontzahn	88,68	10,13	3
Gruppe -2-	Frontzahn	193,89	22,16	2
Gruppe -2-	Frontzahn	104,33	11,92	1
Gruppe -2-	Frontzahn	118,31	13,52	2
Gruppe -2-	Frontzahn	157,21	17,97	1
Gruppe -1-	Seitenzahn	213,61	18,99	2
Gruppe -1-	Seitenzahn	87,99	7,82	0
Gruppe -1-	Seitenzahn	134,05	11,92	1
Gruppe -1-	Seitenzahn	127,31	11,32	1
Gruppe -1-	Seitenzahn	80,55	7,16	3
Gruppe -1-	Seitenzahn	114,81	10,21	1
Gruppe -1-	Seitenzahn	108,74	9,67	2
Gruppe -1-	Seitenzahn	115,40	10,26	1
Gruppe -1-	Seitenzahn	186,76	16,60	1
Gruppe -1-	Seitenzahn	145,54	12,94	3
Gruppe -1-	Seitenzahn	104,74	9,31	3
Gruppe -1-	Seitenzahn	161,85	14,39	3
Gruppe -1-	Seitenzahn	121,44	10,79	2
Gruppe -1-	Seitenzahn	121,05	10,76	3
Gruppe -1-	Seitenzahn	90,54	8,05	3
Gruppe -1-	Seitenzahn	82,91	7,37	3
Gruppe -1-	Seitenzahn	92,71	8,24	0
Gruppe -1-	Seitenzahn	63,59	5,65	3

<b>Bondingsystem wie in Kapitel 3.2.4 aufgeführt</b>	<b>Zahntyp</b>	<b>Fmax (ma- ximale Scherkraft, die der Ver- bund aus- hält)</b>	<b>Mpa (gemesse- ne Kraft in New- ton/Bracke tbasis)</b>	<b>ARI  (Adhesiv Remnant Index)</b>
Gruppe -1-	Seitenzahn	75,12	6,67	3
Gruppe -1-	Seitenzahn	103,63	9,21	0
Gruppe -3-	Seitenzahn	230,34	20,47	1
Gruppe -3-	Seitenzahn	94,82	8,43	2
Gruppe -3-	Seitenzahn	101,52	9,02	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	123,39	10,50	2
Gruppe -3-	Seitenzahn	107,17	9,53	0
Gruppe -3-	Seitenzahn	194,38	17,28	2
Gruppe -3-	Seitenzahn	145,61	12,94	2
Gruppe -3-	Seitenzahn	140,75	12,51	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	221,72	19,71	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	69,49	6,18	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	247,85	22,03	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	87,00	7,73	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	111,82	9,94	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	130,55	11,60	0
Gruppe -3-	Seitenzahn	84,45	7,51	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	109,24	9,71	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	142,33	12,65	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	84,30	7,50	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	125,28	11,14	3
Gruppe -3-	Seitenzahn	157,55	14,00	3
Gruppe -2-	Seitenzahn	115,01	10,22	1
Gruppe -2-	Seitenzahn	113,02	10,05	1
Gruppe -2-	Seitenzahn	151,90	13,50	2
Gruppe -2-	Seitenzahn	118,35	10,52	2
Gruppe -2-	Seitenzahn	128,06	11,38	1
Gruppe -2-	Seitenzahn	221,21	19,66	2
Gruppe -2-	Seitenzahn	151,59	13,47	0
Gruppe -2-	Seitenzahn	162,71	14,46	3
Gruppe -2-	Seitenzahn	136,51	12,13	3
Gruppe -2-	Seitenzahn	123,11	10,94	2
Gruppe -2-	Seitenzahn	128,05	11,38	3
Gruppe -2-	Seitenzahn	128,19	11,40	1
Gruppe -2-	Seitenzahn	143,40	12,75	2
Gruppe -2-	Seitenzahn	122,95	10,93	2
Gruppe -2-	Seitenzahn	110,30	9,80	2
Gruppe -2-	Seitenzahn	88,13	7,83	1
Gruppe -2-	Seitenzahn	141,61	12,59	2
Gruppe -2-	Seitenzahn	141,56	12,58	3
Gruppe -2-	Seitenzahn	105,53	9,38	2
Gruppe -2-	Seitenzahn	153,23	13,62	3

## 9 Danksagung

Mein Dank gilt Frau Professor B. Kahl-Nieke für die Überlassung des Themas und die Nutzung der Geräte und des Labors.

Mein besonderer Dank gilt Frau Privatdozentin Dr. Heike Korbmacher und Herrn Dr. Lothar Huck für ihre hervorragende Betreuung und für ein immer offenes Ohr bei all meinen Fragen.

Firma Espe, Dentaurum und FirmaOrmco danke ich für die kostenlose Überlassung der Materialien.

Henrik S., der mir geholfen hat meinen Computer zu bezwingen

Ich danke meiner Mutter, die mich in schwierigen Situationen immer wieder aufgebaut und unterstützt hat, meinem Vater, der mich immer wieder motiviert hat und somit wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen hat.

## 10 Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name, Vorname: Adam, Timo  
Geburtsdatum, -ort: 16.02.1970 in Hannover  
Staatsangehörigkeit: Deutsch  
Eltern: Dipl.-Ing. Arch. Bernd Adam,  
Techn. Zeichnerin Inge-Lilian Adam

### Schulbildung

1976-1979 Grundschule Bissendorf/Wietze, Wedemark  
1979-1982 Grund- und Hauptschule Bissendorf  
1982-1988 Gymnasium Mellendorf, Wedemark  
1988-1991 Hermann-Lietz-Schule Spiekeroog, staatl. anerk.  
Priv.Gymnasium  
mit Abschluss Abitur

### Wehr-Ersatzdienst

11/ 1991 – 01/ 1993 Johanniter Unfall-Hilfe in Hannover  
Ausbildung zum Rettungssanitäter

### Berufsausbildung

01/ 1993 – 06/ 1995 AP Dentaltechnik in Hannover  
Gesellenprüfung zum Zahntechniker

### Studium

WS 95/96 Studium der Zahnmedizin am Universitäts- Klinikum  
Hamburg Eppendorf  
2000 zahnärztliche Vorprüfung  
2003 Abschlussexamen

## **Berufsausübung**

2003 - 2005

Assistent in der Zahnarztpraxis Dr. Jokisch

2005

Zertifizierung als Implantologe durch DGI, APW,  
DGZMK

2005 - 2008

Zahnarzt bei Dres. B. Brinkmann und J. Schlieper in  
der Klinik ABC Bogen in Hamburg

## **Eidesstattliche Versicherung:**

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Timo Adam