

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie  
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München  
Direktorin: Prof. Dr. Ingrid Rudzki-Janson

**DER EINFLUSS VON SPEICHELKONTAMINATION  
BEIM KLEBEVORGANG AUF DIE SCHER-ABSCHÄL-  
HAFTUNG VON BRACKETS BEI VERWENDUNG  
SELBSTÄTZENDER PRIMER**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Jean-Oliver Westphal  
Greifswald

2008

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: \_\_\_\_\_ Prof. Dr. I. Rudzki-Janson

Mitberichterstatter: \_\_\_\_\_ Prof. Dr. K. H. Kunzelmann  
\_\_\_\_\_ Prof. Dr. H. Kniha

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: \_\_\_\_\_ Dr. E. Paschos  
Dekan: \_\_\_\_\_ Prof. Dr. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: \_\_\_\_\_ 20.02.2008

# INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	2
2.1	Zusammensetzung und Struktur des Zahnschmelzes	2
2.2	Vor- und Nachteile von Brackets gegenüber Bändern	2
2.3	Die konventionelle Schmelzätzttechnik	4
2.4	Selbstätzende Primer	5
2.4.1	Aktuelle Primer .....	6
2.4.2	Wirkungsweise.....	6
2.4.3	Vorteile selbstätzender Primer .....	7
2.4.3.1	Geringere Anfälligkeit gegenüber Feuchtigkeit .....	7
2.4.3.2	Flacheres Ätzmuster – weniger Adhäsivreste nach dem Debracketing? ....	8
2.4.3.3	Einfachere Anwendung – Zeitersparnis .....	9
2.4.4	Nachteile selbstätzender Primer .....	9
2.4.4.1	Schlechtere Kontrollmöglichkeit der geätzten Zahnoberflächen .....	9
2.4.4.2	Mangelnde Penetration der Schmierschicht.....	10
2.4.4.3	Geringere Haftkraft .....	10
3	Fragestellung	11
4	Material und Methode	12
4.1	Material	12
4.1.1	Zähne .....	12
4.1.2	Brackets und Adhäsiv .....	12
4.1.3	Konditionierungsmittel.....	13
4.1.4	Übersicht der Bestandteile der Konditionierungsmittel und des Adhäsivs .....	13
4.2	Methode	15
4.2.1	Einteilung der Versuchsgruppen .....	15
4.2.2	Vorbereitung des Zahnmaterials.....	15
4.2.3	Klebeprozess .....	16
4.2.3.1	Gruppe A.....	16
4.2.3.2	Gruppe B.....	17
4.2.3.3	Gruppe C.....	17
4.2.3.4	Gruppe D .....	18
4.2.3.5	Gruppe E.....	18
4.2.3.6	Gruppe F .....	19
4.2.4	Simulation des Alterungsprozesses und von Temperaturschwankungen.....	19
4.2.5	Herstellung der Probekörper.....	20
4.2.6	Scher-Abschäl-Versuch .....	21
4.2.7	Bruchstellenanalyse.....	22
4.2.8	Statistische Auswertung der Meßreihen .....	23
4.2.8.1	Definition der statistischen Begriffe .....	24
4.2.8.2	Erklärung der statistischen Tests.....	25
5	Ergebnisse und beschreibende Statistik	27
5.1	Scher-Abschäl-Versuch	27
5.1.1	Gruppe A und B .....	29
5.1.2	Gruppe C und D.....	29
5.1.3	Gruppe E und F .....	30
5.1.4	Auswertung.....	30
5.1.4.1	Scher-Abschäl-Haftung.....	30
5.1.4.2	Weibull-Analysen .....	33

5.2	Adhesive Remnant Index (ARI)	36
6	Diskussion	41
6.1	Diskussion von Material und Methode	41
6.1.1	Probenmaterial .....	41
6.1.2	Brackets und Adhäsiv .....	43
6.1.3	Klebeprozeß .....	43
6.1.4	Der Scher-Abschäl-Vorgang .....	44
6.2	Diskussion der Ergebnisse	45
6.2.1	Scher-Abschäl-Haftung .....	45
6.2.2	Adhesive Remnant Index (ARI) .....	46
7	Schlußfolgerungen	48
8	Zusammenfassung	49
9	Literaturverzeichnis	50
10	Abkürzungsverzeichnis	61
11	Danksagung	62
12	Lebenslauf	63

## 1 Einleitung

Pierre FAUCHARD (1678 – 1761), der gemeinhin als der Urvater der modernen Zahnheilkunde gilt, befaßte sich unter anderem mit der Korrektur von Zahnfehlstellungen. Dabei bediente er sich Fäden und dünner Plättchen oder Streifen aus Gold bzw. Silber um Kräfte auf die Zähne zu übertragen. Bei größeren Fehlstellungen nahm er auch gern einen Pelikan, eigentlich ein Instrument zum Extrahieren, zur Hilfe (90).

Seit dieser Zeit haben sich die Behandlungsmethoden wesentlich verändert. In der modernen kieferorthopädischen Praxis haben sich die Multibandapparaturen neben den funktionskieferorthopädischen Geräten ihren festen Platz erworben. Mit der zunehmenden Anzahl von Erwachsenen, welche eine kieferorthopädische Behandlung in Anspruch nehmen und bei denen herausnehmbare Apparaturen relativ selten angewendet werden, ist ihr Anteil im Alltag der Kieferorthopäden in den letzten Jahren weiter gewachsen.

Nach der Einführung der Säure-Ätz-Technik durch BUONOCORE (16) im Jahre 1955 haben geklebte Attachements Einzug in das kieferorthopädische Repertoire gehalten. Bei diesem adhäsiven Verfahren wird mittels Säure ein mikroretentives Muster in den Schmelz geätzt und mit der Hilfe eines Haftvermittlers ein Verbund zwischen dem Schmelz und dem Adhäsiv erzielt (17).

Im Zuge des Bestrebens die Multibandtechnik und damit auch die Adhäsivtechnik weiter zu entwickeln, sind in den vergangenen Jahren einige Produkte auf dem Markt erschienen, die für sich in Anspruch nehmen, bei Zeit- und Kostenersparnis die gleichen oder sogar bessere Ergebnisse als die konventionelle Ätztechnik zu erzielen.

Die vorliegende Arbeit soll Aufschluß darüber geben, ob zwei sogenannte All-In-One-Adhäsive ähnliche oder bessere Resultate in Bezug auf die Haftkraft und die Adhäsivverteilung zwischen Bracketbasis und Schmelzoberfläche nach dem Debracketing als die klassische Säure-Ätz-Technik hervorbringen, und somit eine zeitsparende Alternative zur herkömmlichen Methode darstellen.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Zusammensetzung und Struktur des Zahnschmelzes

Der Schmelz, Substantia adamantinea oder kurz Enamelum, ist noch vor den anderen Zahnhartgeweben das härteste und sprödeste Gewebe im menschlichen Körper. Ihm zu eigen ist ein hoher Elastizitätsmodul, aber auch eine geringe Zugfestigkeit, aus welcher sich seine leichte Brüchigkeit erklärt (77), (78).

Seine Härte verdankt der Zahnschmelz seinem hohen Anteil an Mineralsalzen, ca. 95 Gew.-% in Form einer anorganisch-kristallinen Masse. Der Wassergehalt beläuft sich auf bis zu 4 % in Abhängigkeit von den Versuchsbedingungen. Der Rest, ca. 1 bis 2% besteht aus einer organischen Matrix, welche sich aus Proteinen, Kohlenhydraten und Lipiden zusammensetzt (41), (76), (77).

Kalzium und Phosphat, die anorganischen Hauptbestandteile des Zahnschmelzes, bilden im Verhältnis von 1:1,2 Apatitverbindungen  $(Ca_{10-x}PO_6-x)X_2H_2O$  in Form kleiner Kristalle (46).

Diese Apatitkristalle liegen in Formationen hexagonaler Stäbe, eingelagert in die organische Matrix, vor. Der Verbund der Kristallstäbe bildet die Schmelzprismen, welche in gegeneinander versetzt verlaufenden Reihen bis unter die Schmelzoberfläche reichen. Ihr Verlauf ist dabei gewellt und im Bereich der Höcker spiralförmig. Außerdem können sie sich mehr oder minder teilen und wieder miteinander verschmelzen. Es wird vermutet, daß diese Anordnung eine Spaltung des Schmelzes bei Kaubelastungen verhindern soll. An der Oberfläche der meisten bleibenden Zähne (ca. 70%) findet sich eine prismenlose Schmelzschicht, welche im Mittel eine Dicke von 30 µm aufweist. Diese Schicht ist dichter mineralisiert, dadurch härter, und enthält mehr Fluor als der übrige Schmelz (78). Außerdem ist diese Schicht gegenüber Säuren resistenter (77).

### 2.2 Vor- und Nachteile von Brackets gegenüber Bändern

Mit seinen Untersuchungen zur Schmelz-Ätztechnik mit 85%-iger Phosphorsäure hat BUONOCORE (16) den Weg geebnet Brackets mittels Adhäsivtechnik auf dem Schmelz zu befestigen. NEWMANN (61) führte später den Gebrauch eines Epoxidharzes in Verbindung mit der Säure-Ätz-Technik ein, um Brackets direkt auf die Zahnoberfläche zu kleben.

Die bis dahin übliche Praxis, alle Zähne mit Bändern zu versehen, ist heute kaum noch vorstellbar. In der Regel wird sich der moderne Behandler beim Einsatz von Chrom-Nickelstahl-Bändern auf die Molaren beschränken, da mit dem Einsatz von Brackets etliche Vorteile verbunden sind.

Auf Grund der geringeren Größe und der besseren Zugänglichkeit; so werden z.B. die kariesanfälligen Approximalräume ausgespart; erhöhen sich die Möglichkeiten des Patienten, die sich ständig neu bildende Plaque zu entfernen. Dadurch verringert sich das Ausmaß der Irritation des Weichgewebes sowie das Auftreten von hyperplastischen Gingivitiden (70), (89).

Ein wie bei der Verwendung von Bändern oft erforderliches Separieren entfällt. Am Ende der Behandlung verbleiben keine durch die raumfordernden Bänder bedingten Lücken. Es ist wesentlich leichter teilweise durchgebrochene Zähne, in die Apparatur einzubeziehen. Die Gefahr einer Demineralisation unter lockeren Bändern ist nicht mehr gegeben (89), (61). Letztlich ist die Erkennung einer beginnenden Karies wesentlich erleichtert und der Patient profitiert von einer deutlich verbesserten Ästhetik (14). Außerdem bleibt die Möglichkeit der radiologischen Kariesdiagnostik im Approximalbereich erhalten.

Allerdings gibt es auch einige Nachteile gegenüber Bändern. So fand GORELICK (38) bei Anwendung der Säure-Ätztechnik in Verbindung mit orthodontischen Brackets eine um bis zu 5% höhere Verlustrate im Vergleich zum Einsatz von Bändern.

Bedingt durch die Haftkraft der Adhäsive kann es immer wieder zu Schmelzrisen oder sogar zu Schmelzausrissen kommen (25). Insbesondere dann, wenn es zu wiederholtem Bekleben desselben Zahnes kommt (33).

Es ist zwar möglich Brackets auf Metall- oder Keramikoberflächen zu fixieren, doch dies erfordert den Einsatz von zusätzlichen Mitteln zur Oberflächenbehandlung und ist mit einem erhöhten Zeitaufwand verbunden.

Am Ende der Behandlung steht die Entfernung der Brackets und vor allem der Adhäsivreste. Im Vergleich zum Entfernen von Bändern sind hier mehr Arbeitsschritte erforderlich. Insbesondere die Politur der angeätzten Schmelzflächen ist zeitaufwendig aber unerlässlich um diese Areale vor späteren Demineralisierungserscheinungen zu schützen. Insgesamt gehen durch die Säureätzung, die Entfernung der Brackets und des Adhäsivs sowie die abschließende Politur ca. 55 µm der Schmelzoberfläche verloren (34), (15), (42). Zudem besteht die Möglichkeit, daß Zapfen des Adhäsivs im Schmelz verbleiben. Dies und die durch die Säureätzung bedingte Aufrauung können Verfärbungen der Zahnoberfläche durch Farbstoffeinlagerungen zur Folge haben (68), (28).

### 2.3 Die konventionelle Schmelzätztechnik

Bei diesem Verfahren kommt die für den Halt des Brackets auf der Zahnoberfläche erforderliche Adhäsion durch mikromechanische Kräfte zustande. Um dies zu erreichen wird durch Säureätzung die oberflächliche prismenfreie Schicht demineralisiert und es kommt bei den darunter gelegenen Prismen zu einer selektiven Demineralisation der Prismenzentren bzw. deren Peripherie (43). Dadurch wird ein mikroretentives Relief von einer Tiefe zwischen 30 und 50 µm geschaffen, selbst Tiefen bis 170 µm wurden beschrieben (24), welches zu einer besseren Benetzbarkeit und einer Oberflächenvergrößerung führt, und damit einer verbesserten Retention des Kunststoffes auf dem Schmelz dient. Dadurch wird der Widerstand gegen Zug-, und Abscherkräfte erhöht (46), (22). Dies wird möglich, durch feine Kunststoffzapfen des Adhäsivs, die sich im mikroretentiven Relief verankern.

Das Ätzmuster kann sehr unterschiedlich sein und ist abhängig von der Dauer der Säureeinwirkung, ihrer Konzentration und morphologischen Gegebenheiten, wie die Dichte der Kristalle oder die Anordnung der Prismenstäbe (83), (24).

Seit BUONOCORE (16) ist die Konzentration der Phosphorsäure von 85% auf Werte zwischen 30- und 40% abgesenkt worden, da Konzentrationen darunter zur Ablagerung von schwerlöslichem Brushit (Dicalciumphosphat-dihydrat =  $\text{Ca}_2\text{H}(\text{PO}_4) \times 2\text{H}_2\text{O}$ ), und darüber zur schnellen Präzipitation von Kalziumphosphatverbindungen führen, welche sich in das mikroretentive Relief einlagern und somit die Konditionierung behindern.

Das konventionelle Verfahren des Klebens orthodontischer Brackets erfolgt in vier Schritten. Zunächst wird die Oberfläche mit einem Bürstchen oder einem Gummikelch sowie einer fluoridfreien Polierpaste gereinigt. Anschließend wird der Schmelz an der zu beklebenden Stelle durch das Ätzen mit 37%-iger Phosphorsäure aufgeraut. Die Säure wird nach 15 bis 30 Sekunden mit Wasser abgespült und die Klebestelle wird mit ölfreier Druckluft getrocknet bis sie matt weiß erscheint (49). Das Abspülen der Säure ist von besonderer Wichtigkeit, da es sonst zu einem Nachwirken und Eindringen in die Tiefe kommen kann, wodurch möglicherweise die Pulpa irritiert werden kann.

Das Kleben von Brackets unter klinischen Bedingungen beinhaltet das Risiko der Speichelkontamination der Klebefläche. Die Kontamination der Schmelzoberfläche mit Speichel wird als die häufigste Ursache für den Mißerfolg beim Kleben angesehen (88). Es wurde berichtet,

daß bei Anwendung von Phosphorsäure beim Ätzen die Kontamination mit Speichel eine deutliche Abnahme der Haftkraft bewirkt (68), (80), (85).

Darüber hinaus darf die Klebefläche weder mit den Fingern noch von der Mundschleimhaut berührt werden, da auch dadurch das anfällige mikroretentive Relief negativ verändert werden kann.

Eine weniger gute Qualität des Ätzmusters kann auch durch einen mit Fluor angereicherten Schmelz bedingt sein, weil dessen Oberfläche säureresistenter ist (55). Aus dieser Erkenntnis resultiert auch die Forderung, zum Reinigen der Schmelzoberfläche eine fluoridfreie Paste zu verwenden.

## 2.4 Selbstätzende Primer

Selbstätzende Primer werden immer häufiger zum Kleben von Brackets eingesetzt. Ihre schnellere und einfachere Anwendung, bedingt durch die reduzierte Anzahl von Arbeitsschritten (57), im Vergleich zur konventionellen Säure-Ätztechnik mit Phosphorsäure läßt sie immer beliebter werden. Außerdem scheint das flachere Ätzmuster ein wesentlicher Vorteil zu sein, da die verringerte Auflösung des Schmelzes einen verminderten Verlust von Zahnhartsubstanz zur Folge hat (47), (87).

Die Wirksamkeit der Self-Etching-Primer hinsichtlich der Haftkraft wurde bereits von etlichen Autoren unter Beweis gestellt. (3), (6) (7) (8) (10) (11), (19) (18) (20), (26), (36), (40), (44), (52), (68), (80), (84), (87), (89).

Einige dieser Untersuchungen wurden an Rinderzähnen durchgeführt (18), (19), (87). Auf Grund ihrer morphologischen Ähnlichkeit können die Ergebnisse mit denen an humanen Zähnen verglichen werden (63).

Die klinisch geforderte Haftkraft von 6-8 MPa konnte in den meisten verfügbaren Studien erreicht werden, obwohl die mittlere Haftkraft manchmal signifikant geringer ausfiel als es bei der konventionellen Säure-Ätz-Technik der Fall war (7), (8), (11), (18), (40), (80), (84), (87), (89).

#### 2.4.1 *Aktuelle Primer*

Am Anfang der Entwicklung der selbstätzenden Primer standen die Dentinhaftvermittler, welche eine Verbindung zwischen dem hydrophilen Dentin und den hydrophoben Kompositen herstellen sollten um eine Randspaltbildung zu verhindern. Bereits 1952 berichteten KRAMER und McLEAN (53) über die Herstellung von adhäsiven Materialien für Acrylatkunststoffe. Allerdings waren diese ersten Schritte nicht von klinischem Erfolg gekrönt.

Seither haben die Dentinhaftvermittler eine umfassende Entwicklung durchlaufen und sind momentan in der 7. Generation angelangt. Ihr Einsatzbereich beschränkt sich nicht nur auf die Anwendung im Dentinbereich in der konservierenden Zahnheilkunde, sondern hat sich auch auf den Schmelz und die Kieferorthopädie ausgeweitet.

Das hier untersuchte Transbond™ Plus, hervorgegangen aus dem Prompt-L-Pop™ der Firma Espe, gehört zur 6. Generation und stellt ein sogenanntes „All-in-one-Adhäsive“ dar. Der Schmelz wird hierbei mittels eines sauren Primers (ein Phosphorsäureester) konditioniert. Da dieser nicht stabil ist kann er nicht direkt aus einer Flasche appliziert werden. Um dieses Problem zu umgehen wird das System in einer Blisterpackung geliefert. Die Vorstufen des Primers befinden sich in verschiedenen Kammern und werden erst unmittelbar vor der Anwendung gemischt, wodurch die Aktivierung erfolgt.

Der zweite im Versuch eingesetzte Primer, I-Bond™, gehört zur 7. Generation. Hier ist es gelungen einen chemisch stabilen Primer zu entwickeln, der keine Mischung mehr erfordert und somit in einer Flasche geliefert wird.

#### 2.4.2 *Wirkungsweise*

Selbstätzende Primer wirken ähnlich der Phosphorsäure. Der Primer besteht aus Phosphorsäure-Methacrylat-Molekülen, die als hydrophobe Methacrylatgruppen und als Phosphatgruppen vorliegen. Die Phosphatgruppe löst Kalzium auf und entfernt es aus dem Hydroxylapatit. Der überwiegende Teil des Kalziums wird nicht weggespült, sondern bildet einen Komplex mit der Phosphatgruppe und wird in das beim Polymerisieren des Primers entstehende Netzwerk einbezogen. Auf diese Art wird die Säure neutralisiert. Um ständig noch aktiven Primer auf die

Schmelzoberfläche zu bringen, muß die Primerflüssigkeit bewegt werden. Das Ätzen und die Penetration der exponierten Schmelzprismen erfolgt simultan. Daher sind die Tiefe des Ätzmusters und die Eindringtiefe des Primers identisch. Der Ätzzvorgang wird durch drei Mechanismen gestoppt (23).

1. Die saure Gruppe des Monomers wird auf vergleichbare Art wie die Phosphorsäure neutralisiert, und zwar durch Bildung eines Komplexes mit dem aus dem Hydroxylapatit herausgelösten Kalzium.
2. Während des Verblasens wird das Lösungsmittel vom Primer verdrängt, so daß die Viskosität steigt und der Transport der sauren Gruppe auf die Schmelzoberfläche sich verlangsamt.
3. Letztlich wird der Primer lichtgehärtet, wobei die Monomere auspolymerisiert werden. Dadurch kommt der Transport der Säuregruppen zum Stillstand.

### *2.4.3 Vorteile selbstätzender Primer*

#### *2.4.3.1 Geringere Anfälligkeit gegenüber Feuchtigkeit*

Selbstätzende Primer werden als hydrophile Zwei-Komponenten-Adhäsive angesehen (82), bekannt dafür, am wenigsten durch die Präsenz von Feuchtigkeit beeinflusst zu sein. Mit dem vermehrten Auftreten von Feuchtigkeit, welches zu einer erhöhten Fehlerquote beim Kleben führen kann, ist vor allem bei den unteren und hinteren Zähnen zu rechnen (60), (58), (81). Die geringere Anfälligkeit gegenüber Feuchtigkeit könnte das Bekleben der zweiten Molaren, der unteren Prämolaren oder von teilweise durchgebrochenen Zähnen bzw. von freigelegten impaktierten Zähnen, welche oft schwer zugänglich und gefährdet sind mit Speichel oder Blut kontaminiert zu werden, erleichtern.

Jüngst durchgeführte Untersuchungen, welche die Haftkraft mit und ohne Speichelkontamination der Klebefläche verglichen, konnten zeigen, daß die Haftkraft nicht signifikant abnahm (18), (19), (80), (85). Eine dieser Studien kam zu dem Schluß, daß der Self-Etching-Primer bei feuchtem Schmelz hinsichtlich der Haftkraft und der Lokalisation der Bruchstelle weniger stark beeinflusst wurde als der zum Vergleich herangezogene konventionelle Primer. Der Self-Etching-Primer zeigte

eine signifikant höhere Haftkraft, sowohl bei Kontamination mit Speichel vor dem Primern als auch danach, als der verwendete konventionelle Primer (19).

Allerdings wird der Einfluß der Speichelkontamination auf die Haftkraft beim Gebrauch von Self-Etching-Primern auch widersprüchlich beschrieben. So wurde die Scher-Abschäl-Haftung bei Speichelkontamination der Klebefläche als signifikant verringert beschrieben (68).

Letztlich besteht bei der Anwendung nicht mehr die Forderung der absoluten Trockenlegung, so daß eine effiziente Schmelzkonditionierung auch in Problembereichen (untere Molaren, durchbrechende oder freigelegte Zähne etc.) möglich ist, da die Oberfläche etwas feucht sein darf.

#### *2.4.3.2 Flacheres Ätzmuster – weniger Adhäsivreste nach dem Debracketing?*

Auch der Einfluß der selbstätzenden Primer auf die Schmelzoberfläche, welcher sich nach dem Debracketing (Debonding) zeigt, steht im Blickpunkt des Interesses. Nach dem Entfernen der Brackets sollte so wenig wie möglich vom Adhäsiv auf der Zahnoberfläche verbleiben und der Schmelz sollte nicht oder möglichst wenig angegriffen worden sein. Adhäsivreste auf dem Zahn führen zu Schmelzverlust, dessen Grad von der Art der Oberflächenreinigung abhängt.

Ein gewisser Schmelzverlust tritt immer auf, auch wenn die Bruchstelle makroskopisch an der Adhäsiv-Schmelz-Grenzfläche liegt (69). Ungeachtet dieser Erkenntnis konnte gezeigt werden, daß der größte Schmelzverlust bei der dem Debracketing folgenden Oberflächenreinigung auftritt (47).

Außerdem erhöht sich mit der Menge des verbliebenen Adhäsivs die zur Nachbereitung der Schmelzoberfläche erforderliche Zeit (21), (54), (67), (90).

Neueste Untersuchungen berichten, daß nach dem Debracketing von Brackets, welche mittels der konventionellen Säure-Ätz-Technik geklebt worden waren, mehr Adhäsivreste auf der Schmelzoberfläche verbleiben als nach der Anwendung von selbstätzenden Primern (47), (52). Es wurde festgestellt, daß beim Einsatz der Self-Etching-Primer die Bruchstelle häufiger zwischen der Schmelzoberfläche und dem Adhäsiv lag als zwischen der Bracketbasis und dem Adhäsiv (11), (72), (82). Beim Vergleich der Bruchstellen von mit Speichel kontaminierten und nicht kontaminierten Zähnen, welche mittels selbstätzenden Primers beklebt worden waren, konnte kein signifikanter Unterschied in Bezug auf die Lokalisation festgestellt werden. Dabei war es unerheblich, ob die Kontamination vor oder nach dem Primern erfolgte (19). Selbst wenn behauptet wurde, daß

Bruchstellen an der Bracket-Adhäsiv-Grenze oder im Adhäsiv bezüglich der Schmelzrisse sicherer seien als Brüche an der Adhäsiv-Schmelz-Grenze (7), wird die Phosphorsäure-Technik mit dem Auftreten von Schmelzrissen während des Debracketings in Verbindung gebracht (80). In einer unlängst durchgeführten Studie wurde bestätigt, daß die Anwendung der klassischen Säure-Ätz-Technik mehr Schmelzfrakturen hervorruft als der Einsatz eines selbstätzenden Primers (80). Vermutlich ist dieses Phänomen auf die geringere Tiefe der Demineralisation, also ein flacheres Ätzmuster, bei Anwendung von Self-Etching-Primern zurück zu führen (65), (45).

Um hier einen eindeutigen Vorteil der selbstätzenden Primer herauszustellen, bedarf es sicher noch weiterer Untersuchungen.

#### *2.4.3.3 Einfachere Anwendung – Zeitersparnis*

Im Vergleich zur klassischen Säure-Ätz-Technik vereinfacht sich die Handhabung der Primer dadurch, daß sie nur noch in einem Schritt aufgetragen werden müssen und damit auch die Anzahl potentieller Fehlerquellen reduziert wird. Mit der Entwicklung der 7. Generation entfällt auch das Anmischen.

Da ein separates Ätzen und das damit verbundene Abspülen der Säure mit anschließender erneuter Trockenlegung entfällt, gewinnt der Behandler wertvolle Zeit, die letztlich auch dem Patienten zugute kommt.

#### *2.4.4 Nachteile selbstätzender Primer*

##### *2.4.4.1 Schlechtere Kontrollmöglichkeit der geätzten Zahnoberflächen*

Bei der klassischen Säure-Ätz-Technik ist es relativ einfach das Ergebnis des Ätzevorganges zu überprüfen. Die erfolgreiche Ätzung ist nach dem Trocknen gut an der weißlich matten Oberfläche zu erkennen. Diese Kontrollmöglichkeit entfällt bei den selbstätzenden Primern, da diese nur zu einer dünnen Schicht verblasen werden. Zwar beschreiben die Hersteller eine Eintrübung des

Primers als Zeichen der erfolgreichen Oberflächenbehandlung, die allerdings in der Praxis unter wechselnden Lichtbedingungen nur schwer zu erkennen ist.

Durch das Verblasen des Primers ergibt sich zusätzlich das Problem, daß relativ unkontrolliert Areale geätzt werden, die unbehandelt bleiben sollten. Diese Bereiche können Prädilektionsstellen für Karies darstellen.

#### *2.4.4.2 Mangelnde Penetration der Schmierschicht*

Da bei Verwendung der selbstätzenden Primer die Schmierschicht nicht entfernt, sondern nur durch teilweises Auflösen bzw. durch Integration in das Netz modifiziert wird, muß der Behandler stets darauf achten, daß durch das Verreiben der Flüssigkeit auf der Zahnoberfläche ständig „frische“ Säuregruppen an die Schmelzoberfläche gelangen. Alternativ zum Verreiben könnte man die Einwirkzeit erhöhen. Dies würde allerdings einen Zeitverlust bedeuten und potentielle Fehlerquellen, z.B. Speichelkontamination bei erhöhter Fließrate, eröffnen. Allerdings wird dieser Nachteil in der kieferorthopädischen Praxis nur dann zum Tragen kommen, wenn eine Schmierschicht durch das Vorbehandeln der Schmelzoberfläche, z.B. durch Anschleifen oder Sandstrahlen, entsteht.

#### *2.4.4.3 Geringere Haftkraft*

Wie schon in Kapitel 1.4 erwähnt, wurde in zahlreichen Untersuchungen bereits bewiesen, daß die Haftwerte die beim Einsatz der selbstätzenden Primer erreicht werden für die klinische Anwendung ausreichend sind, obwohl sie oft unter denen liegen, welche mittels Phosphorsäureätzung erreicht werden (10). In der Regel wird diese Differenz praktisch nicht ins Gewicht fallen. Sie sollte aber bei besonders hohen Anforderungen an die Haftkraft der Brackets, z.B. beim indirekten Kleben, berücksichtigt werden.

### 3 Fragestellung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand darin, eventuelle Unterschiede in Hinblick auf die Scher-Abschäl-Haftung bei Verwendung von zwei selbstätzenden Primern und einem konventionellen Primersystem, basierend auf der Säure-Ätz-Technik, im Zusammenspiel mit vorbeschichteten Brackets herauszufinden. Parallel dazu sollte die Sensibilität der drei Systeme auf Kontamination mit Speichel untersucht werden. Letztlich wurde die Bestimmung des Adhesive Remnant Index mit in die Arbeit einbezogen.

Im Detail sollten folgende Fragen beantwortet werden:

- Werden mit den selbstätzenden Primern im Vergleich zum konventionellen System, basierend auf der Säure-Ätz-Technik, klinisch akzeptable Haftwerte erreicht?
- Hat die Kontamination mit künstlichem Speichel nach der Schmelzkonditionierung unterschiedliche Auswirkungen auf die Scher-Abschäl-Haftung?
- Reagieren alle Primersysteme gleich sensibel auf die Kontamination mit künstlichem Speichel?
- Sind Unterschiede hinsichtlich der Bruchmodi nach dem Debracketing, zu erfassen durch den Adhesive Remnant Index, zu verzeichnen?
- Ist ein bestimmtes Primersystem prädestiniert für Schmelzausrisse?

## 4 Material und Methode

### 4.1 Material

#### 4.1.1 Zähne

Für die Versuche wurden 150, binnen vier Monaten extrahierte, humane Prämolaren gesammelt und in physiologischer Kochsalzlösung, versetzt mit Natriumacid (entsprechend ISO 11405/2003 50 mg pro 1 l), gelagert. Die Beimischung von Natriumacid diente der Vermeidung des Bakterienwachstums.

Die verwendeten Zähne wurden unter folgenden Gesichtspunkten ausgewählt:

- a) eine Schmelzoberfläche frei von unter einer Lupe mit zehnfacher Vergrößerung erkennbaren Beschädigungen
- b) Kariesfreiheit
- c) die Zahnoberfläche mußte frei von iatrogenen Einflüssen (chemischer oder mechanischer Art) sein

#### 4.1.2 Brackets und Adhäsiv

Für die Versuchsreihen wurden mit dem lichthärtenden APC™ Adhesive beschichtete Metallbrackets für obere Prämolaren in der Ausführung Victory Twin OST™ 22 UNIV UBI ohne Torque und Angulation der Firma 3M Unitek (Seefeld, Deutschland) eingesetzt. Die sphärische Fläche der Bracketbasis beträgt nach Angaben des Herstellers 13,96 mm<sup>2</sup>.

#### 4.1.3 Konditionierungsmittel

Zur Konditionierung der Zahnoberfläche kamen drei verschiedene Produkte zum Einsatz.

- a) Transbond™ Plus Self Etching Primer der Firma 3M Unitek (Seefeld, Deutschland)
- b) klassische Säureätzung (Phosphorsäure, 37%) mit 3M™ ESPE™ Etching Liquid und anschließender Auftrag von Transbond™ XT Primer der Firma 3M Unitek (Seefeld, Deutschland)
- c) iBond™ Gluma® inside der Firma Heraeus Kulzer (Hanau, Deutschland)

#### 4.1.4 Übersicht der Bestandteile der Konditionierungsmittel und des Adhäsivs

Für die Versuche wurden zwei selbstätzende Primer und ein herkömmliches Primersystem nach Ätzung mit Phosphorsäure angewendet. In allen Gruppen wurden APC™ Brackets verwendet (Tab. 1).

Produkt	Einsatz	Bestandteile
<b>Transbond™ Plus Self Etching Primer (3M Unitek)</b>	selbstätzender Primer, Blister-Einmalapplikator- System	- Wasser - Methacrylierte Phosphorsäureester - Phosphinoxid - Stabilisator - Kampferchinon - Fluoridkomplex - Parabene
<b>Transbond™ XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer (3M Unitek)</b>	Primer für lichthärtende Adhäsive, Fläschchen	- Bis-GMA - TEGDMA

Produkt	Einsatz	Bestandteile
Unitek™ Etching Liquid (3M Unitek)	Ätzflüssigkeit, Fläschchen	- 37 %-ige Phosphorsäure
i-bond™ Gluma® inside (Heraeus Kulzer)	selbstätzender Primer zur universellen Verwendung in der restaurativen Zahnheilkunde, Fläschchen	- UDMA - 4-META - Glutaraldehyd - Azeton - Wasser - Stabilisatoren - Photoinitiatoren
Transbond™ XT Light Cure Adhesive (3M Unitek), modifiziert	Vorbeschichtung auf APCTM II Adhesive Coated Appliance System Brackets, lichthärtendes Adhäsiv	- Füller - Bis-GMA - Bisphenol A Bis (2-Hydroxyethylether) - Dimethacrylate (Bis EMA)

Tab. 1: Übersicht über Inhaltsstoffe der verwendeten Materialien

## 4.2 Methode

### 4.2.1 Einteilung der Versuchsgruppen

Für die Versuche wurden die Zähne jeweils in sechs Gruppen à 25 Exemplare eingeteilt, wobei die Versuchsreihen wie folgt aufgeteilt waren:

- Gruppe A: Konditionierung der Schmelzoberfläche mit Transbond™ Plus Self Etching Primer
- Gruppe B: Konditionierung der Schmelzoberfläche mit Transbond™ Plus Self Etching Primer und anschließender Speichelkontamination
- Gruppe C: Konditionierung der Schmelzoberfläche mit 3M™ ESPE™ Etching Liquid und Transbond™ XT Primer
- Gruppe D: Konditionierung der Schmelzoberfläche mit 3M™ ESPE™ Etching Liquid Transbond™ XT Primer und anschließender Speichelkontamination
- Gruppe E: Konditionierung der Schmelzoberfläche mit iBond™ Gluma® inside
- Gruppe F: Konditionierung der Schmelzoberfläche mit iBond™ Gluma® inside und anschließender Speichelkontamination

### 4.2.2 Vorbereitung des Zahnmaterials

Um die beklebten Zähne später in die vorbereiteten Muffeln einbetten zu können, wurden die Wurzeln mittels einer diamantierten Trennscheibe im Abstand von 1 mm zum Schmelz bei langsamer Umdrehungszahl unter Wasserkühlung entfernt. Anschließend wurde die Schmelzoberfläche unter Zuhilfenahme einer Lupe auf ihre Unversehrtheit überprüft. Danach erfolgte 10 Sekunden lang eine Reinigung der zu beklebenden Fläche mit einem rotierenden Gummikelch sowie einer öl- und fluoridfreien Polierpaste. Abschließend wurden die Zähne 10 Sekunden lang mit Wasser abgespült.

### 4.2.3 Klebprozess

In Anlehnung an die klinische Vorgehensweise wurden die Metallbrackets aus der Serie Victory Twin OS™, beschichtet mit lichthärtendem APC™ Adhesive, der Firma 3M Unitek (Seefeld, Deutschland) nach vorangegangener Konditionierung mit dem jeweiligen Produkt laut Herstellerangaben auf die Versuchszähne geklebt.

Nach jedem Klebervorgang wurde die LED-Leuchte mit einem Curing Radiometer vom Modell 100 der Firma Demetron Research Corporation (Dansbury, CT, USA) kontrolliert, um zu gewährleisten, daß stets mit der gleichen Lichtintensität ausgehärtet wurde.

#### 4.2.3.1 Gruppe A

Nach dem Abspülen mit Wasser wurde das überschüssige Wasser mittels öl- und wasserfreier Luft entfernt, die Zahnoberfläche aber nicht getrocknet. Anschließend wurde der Primer in der Hülle aktiviert. Beim Entnehmen des Applikators aus der Blisterpackung wurde sichergestellt, daß genügend Material auf der Spitze des Applikators war. Die Flüssigkeit wurde auf die Klebefläche gebracht und 3 Sekunden lang auf dem Schmelz verrieben und anschließend 2 Sekunden lang sanft verblasen.

Danach wurden die Brackets auf die präparierte Fläche appliziert, ausgerichtet und mit Hilfe einer Correx-Waage der Firma Haag-Streit (Bern, Schweiz), in Anlehnung an die Vorgehensweise von BISHARA et al.(6), unter einem Druck von 300 N angepreßt. Damit sollte gewährleistet werden, daß zwischen Zahnoberfläche und Bracketbasis eine gleichmäßig dicke Adhäsivschicht entsteht.

Mit einem Scaler wurden die überschüssigen Kleberreste entfernt. Abschließend wurde das Adhäsiv mit einer LED-Leuchte vom Typ Ortholux™ LED Curing der Firma 3M Unitek (Seefeld, Deutschland) während 20 Sekunden ausgehärtet, jeweils für 10 Sekunden von der distalen bzw. mesialen Seite des Brackets. Dies erfolgte in einem Abstand von 3 mm und einem Winkel von 45° zur Oberfläche.

#### 4.2.3.2 Gruppe B

Bis zum Auftragen und Verreiben des Primers wurde nach dem gleichen Ablaufschema wie in Gruppe A vorgegangen.

Um eine Kontamination mit Speichel zu simulieren, wurde die zu beklebende Fläche mit der Speichelerersatzflüssigkeit Ptyalin "neutral" ohne Aromastoffe der Firma Tüshaus Medical Products (Velen-Ramsdorf, Deutschland) besprüht. Der Auftrag des Speichels erfolgte durch zwei Hübe aus der Sprühflasche aus einer Entfernung von 5 cm direkt auf die Klebefläche. Nach einer Einwirkzeit von 10 Sekunden wurde der Speichel unter Einsatz öl- und wasserfreier Luft binnen 5 Sekunden entfernt.

Im Anschluß daran wurden die Brackets wie für Gruppe A beschrieben auf die Zähne appliziert und der Kleber polymerisiert.

#### 4.2.3.3 Gruppe C

Nach dem Abspülen mit Wasser wurde die Zahnoberfläche 10 Sekunden lang mittels öl- und wasserfreier Luft getrocknet.

Aus der Vorratsflasche wurden zwei Tropfen der 37%-igen Phosphorsäure entnommen und in eine Färbplatte gefüllt. Zum Auftragen der Säure auf die Zahnoberfläche wurden Applikationspinsel verwendet. Die Einwirkzeit der Säure betrug 30 Sekunden. Anschließend wurde der Zahn 20 Sekunden lang mit Wasser abgespült und abschließend 10 Sekunden lang mit öl- und wasserfreier Druckluft getrocknet.

Danach wurden zwei Tropfen Transbond™ XT Primer in eine Färbplatte gegeben und mittels eines Applikationspinsels in einer dünnen geschlossenen Schicht auf die Klebefläche aufgetragen.

Das Kleben der Brackets und Aushärten des Klebers erfolgte wie für Gruppe A beschrieben.

#### 4.2.3.4 Gruppe D

Die Konditionierung der Schmelzoberfläche erfolgte analog zu dem für Gruppe C beschriebenen *Procedere*.

Nach dem Ätzen wurde die Klebefläche wie für Gruppe B ausgeführt mit Speichelersatzflüssigkeit kontaminiert. Er verblieb 10 Sekunden auf der Schmelzoberfläche. Der Speichel wurde binnen 5 Sekunden mittels öl- und wasserfreier Druckluft entfernt und die Zahnoberfläche getrocknet.

Danach wurden zwei Tropfen Transbond™ XT Primer in eine Färbepalette gegeben und mittels eines Applikationspinsels in einer dünnen geschlossenen Schicht auf die Klebefläche aufgetragen.

Das Kleben der Brackets und Aushärten des Klebers erfolgte wie für Gruppe A beschrieben.

#### 4.2.3.5 Gruppe E

Das iBond™ gehört zur 7. Generation von selbstätzenden Primern und wird gewöhnlich in der konservierenden Zahnheilkunde eingesetzt. Dieser selbstätzende Primer wurde ausgewählt, da auf dem Gebiet der konservierenden Zahnheilkunde der Einsatz der Einkomponentenprimer bei Kompositrestaurationen ähnlich weit verbreitet ist wie der Einsatz von Phosphorsäure und ihre Effektivität bezüglich der Haftkraft an Dentin und Schmelz bereits untersucht wurde (4), (37), (87).

Nach dem Abspülen mit Wasser wurde entgegen der Empfehlung des Herstellers, entsprechend den Erfordernissen der kieferorthopädischen Praxis, die Schmelzoberfläche nicht angeraut, sondern im Anschluß die Zahnoberfläche sofort mittels öl- und wasserfreier Druckluft während 10 Sekunden getrocknet.

Nach kurzem Schütteln der Flasche wurden drei Tropfen iBond™ GI in die Vorlageschale appliziert und die Flasche wurde danach sofort wieder fest verschlossen.

Der Applikatortip wurde in iBond™ GI getränkt und in reichlicher Menge auf die Schmelzoberfläche aufgetragen. Zwei weitere Schichten wurden nacheinander wie beschrieben aufgetragen. Das Adhäsiv mußte für 30 Sekunden auf die Schmelzoberfläche einwirken. Während

dieser Zeit erfolgt ein leichtes einmassieren mittels Applikator tip um die Demineralisation und die Diffusionsvorgänge zu fördern.

Danach wurde iBond™ GI vorsichtig mit sanftem, öl- und wasserfreiem Luftstrom verteilt, bis keine Flüssigkeitsbewegungen mehr sichtbar waren. Anschließend wurde das Trocknen für 3 Sekunden fortgesetzt um das Wasser aus der Adhäsivschicht abzdampfen, ohne die aktiven Inhaltsbestandteile von der Zahnoberfläche zu entfernen. Nun wurde die Adhäsivschicht für 20 Sekunden mit der LED-Leuchte Ortholux™ LED Curing polymerisiert.

Im Anschluß daran wurden die Brackets wie für Gruppe A beschrieben auf die Zähne appliziert und der Kleber polymerisiert.

#### 4.2.3.6 Gruppe F

Das Vorgehen erfolgte bis zum Polymerisieren der Adhäsivschicht analog zu dem für Gruppe E beschriebenen.

Um eine Kontamination mit Speichel zu simulieren wurde die zu beklebende Fläche mit der Speichelerersatzflüssigkeit Ptyalin "neutral" ohne Aromastoffe der Firma Tüshaus Medical Products (Velen-Ramsdorf, Deutschland) besprüht. Der Auftrag des Speichels erfolgte durch zwei Hübe aus der Sprühflasche aus einer Entfernung von 5 cm direkt auf die Klebefläche. Er verblieb dort für 10 Sekunden. Der Speichel wurde mittels öl- und wasserfreier Druckluft entfernt und die Zahnoberfläche binnen 5 Sekunden getrocknet.

Im Anschluß daran wurden die Brackets wie für Gruppe A beschrieben auf die Zähne appliziert und der Kleber polymerisiert.

#### 4.2.4 Simulation des Alterungsprozesses und von Temperaturschwankungen

Die Proben aller Gruppen wurden für 30 Tage in einem 37° C warmen Bad bestehend aus destilliertem Wasser gelagert.

Anschließend wurden die Proben in ein Wechselbad der Firma Willytec Dental Research (Gräfeling, Deutschland) (Abb. 1) mit destilliertem Wasser überführt. Dazu wurden sie in einen selbstgefertigten Gaze-Beutel gelegt. Danach durchliefen die Proben 1300 Zyklen, wobei ein Zyklus aus einer Warmphase von 30 Sekunden bei 55°C, einer Abtropfphase von 5 Sekunden, einer Kaltphase von 30 Sekunden bei 5°C, und nochmals einer Abtropfphase von 5 Sekunden bestand.

Hiermit sollte ein Alterungsprozeß der Klebeverbindung und Temperaturschwankungen simuliert werden, die auch in der Mundhöhle zu erwarten sind.



Abb. 1: Wechselbad der Firma Willytec Dental Research (Gräfeling, Deutschland)

#### 4.2.5 Herstellung der Probekörper

Unmittelbar nach dem Thermocycling wurden die Probekörper hergestellt. Um bei den Abscher-Abzug-Versuchen die Deformation des Slots zu verhindern, wurde ein 2,5 cm langes Stück Stainless-Steel-Stangendraht der Dimension .017 x .022 der Firma 3M Unitek (Seefeld, Deutschland) mit einer elastischen Ligatur ins Slot eingebunden.

Die beklebten Zähne wurden in Muffeln aus rostfreiem Stahl mit einem Durchmesser von 19,8 mm und einer Höhe von 20 mm mittels Technovit 4004 der Firma Heraeus Kulzer (Hanau, Deutschland) eingebettet.

Dabei mußte gewährleistet werden, daß die Brackets zentriert, im gleichen Abstand vom oberen Muffelrand sowie parallel zu diesem positioniert wurden. Zur Umsetzung dieser Vorgaben wurde ein zylindrischer Gipskörper mit einem Außendurchmesser von 40 mm und einem Innendurchmesser von 19,5 mm hergestellt. Der Gipskörper überragte den oberen Muffelrand um 2 mm. Auf der Oberseite des Gipszylinders wurden Markierungen angebracht um sicherzustellen, daß alle Brackets die gleiche Position in der Muffel hatten. Anschließend wurde die Metallmuffel im Zylinder positioniert und das Bracket mit dem einligierten Draht an den Markierungen ausgerichtet. Abschließend wurde das angemischte Technovit vorsichtig in die Muffel eingefüllt, bis der betreffende Zahn mit Ausnahme der beklebten Fläche vom Technovit umfaßt war. Dabei wurde darauf geachtet, daß die Einbettmasse nicht mit dem Bracket und dem Saum des Adhäsivs in Berührung kam (Abb. 2).

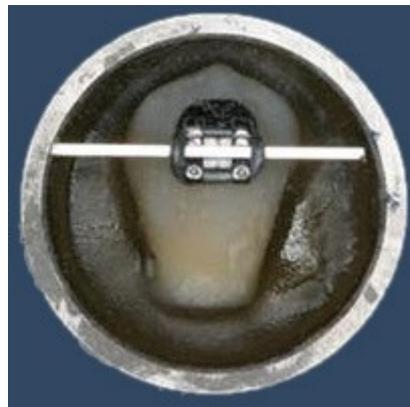


Abb. 2: Eingebetter Zahn mit Bracket

#### 4.2.6 Scher-Abschäl-Versuch

Auf Grund des Kraftansatzes des Debracketingsmechanismus sowie der Beschaffenheit der Kronenoberfläche und der Bracketbasis treten am Bracket keine reinen Scherkräfte auf. Es ist unmöglich eine reine Scherkraft auf das Bracket auszuüben (51), (74). Die Kraft zum Debracketing wurde auf die Bracketflügel (Abb. 4) appliziert. Dieser basisferne Ansatz kommt der in-vivo-

Belastung am nächsten und stellt eine konstantere Kraftausübung sicher. Bei dieser Vorgehensweise kommt zur Scherkraft ein Drehmoment hinzu. Daher wird häufig, so auch hier, der Begriff „Scher-Abschäl-Haftkraft“ verwandt (73).

Die Brackets wurden unter Anwendung einer Abzugs-Scher-Kraft in einer Universal-Test-Maschine MCE 2000ST (Abb. 3), Quick Test, (Deutschland) mit einer Geschwindigkeit von 0,5 mm/min (ISO 11405) entbündert (Vorlast 1 N, max. Weg 10 mm, max. Last 500 N). Die Kraft im Moment des Bracketabrisses wurde aufgezeichnet und zur Berechnung der Haftkraft verwendet ( $1\text{MPa} = 1\text{ N/mm}^2$ ).

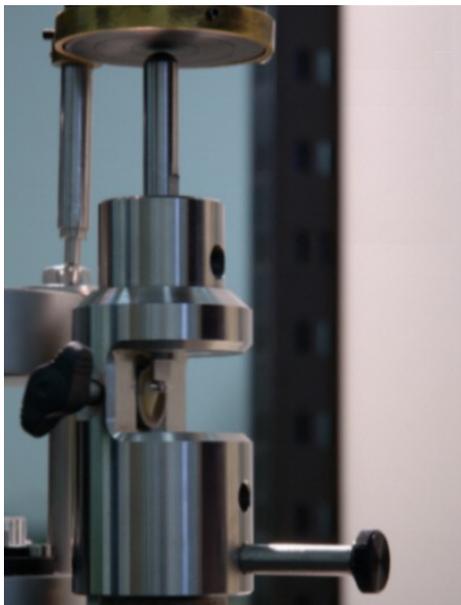


Abb. 3: Universal-Test Maschine

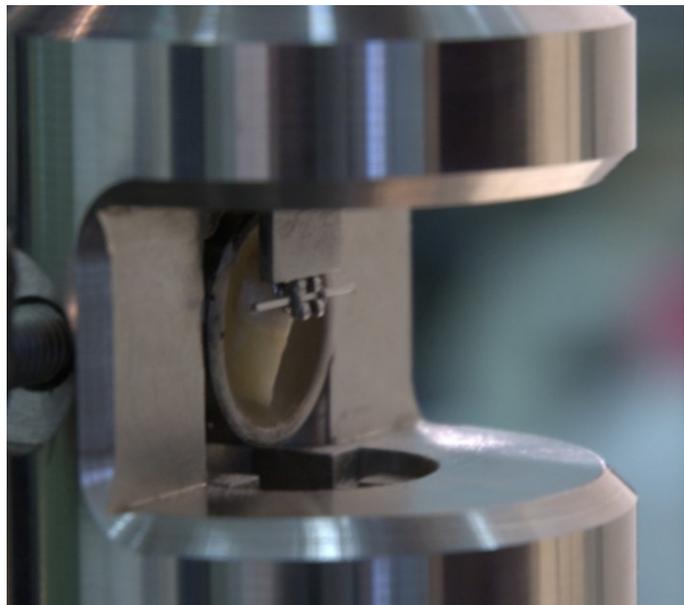


Abb. 4: Kraftansatz am Bracket

#### 4.2.7 Bruchstellenanalyse

Nach dem Scherversuch wurden sowohl die Bracketbasen als auch die Schmelzoberflächen unter einem Mikroskop bei 10-facher Vergrößerung mittels einer Digitalkamera photographiert.

Die Brackets wurden in eine auf einem Objektisch befestigte Vorrichtung gegeben um ein Abphotographieren der Basis mit stets dem gleichen Ausschnitt zu ermöglichen. Ebenso wurde mit den noch in die Muffeln eingebetteten Zähnen verfahren.

Die digitalen Bilder wurden in das Bildverarbeitungsprogramm Adobe Photoshop geladen und bei einer Ansicht von 50% mit einem Gitternetz (Rasterabstand 25 mm, Unterteilung 1) überlegt um den auf der Bracketbasis bzw. der Schmelzoberfläche verbliebenen Kleber besser beurteilen zu können.

Die Qualität der Bruchstelle wurde nach dem modifizierten Adhesive Remnant Index (ARI) beurteilt. Den 4 Standardgruppen (0-3) wurde eine 4. hinzugefügt, welche Schmelzausrisse beschreibt (74).

Modifizierter ARI:

- 0 = kein Adhäsiv am Zahn
- 1 = weniger als die Hälfte des Adhäsivs am Zahn
- 2 = mehr als die Hälfte des Adhäsivs am Zahn
- 3 = gesamtes Adhäsiv am Zahn
- 4 = Schmelzausrisse

#### 4.2.8 *Statistische Auswertung der Meßreihen*

Die Analyse der Daten erfolgte, nach Erfassung mit dem Tabellenkonfigurationsprogramm Excel 2003 der Firma Microsoft Corporation (Redmond, USA), mit der Statistiksoftware SPSS Version 12.0 der Firma SPSS Inc. (Chicago, USA).

Zunächst wurden die Daten aller Gruppen auf die Normalverteilung (Kolmogorow-Smirnow-Test) und die Varianzhomogenität (Levene-Test bei  $p > 0,1$ ) untersucht. Wenn die Scher-Abschäl-Haftkraft diese Kriterien erfüllte, wurden die statistischen Analysen weitergeführt mit der One-Way-Analyse der Varianz (ANOVA) mit anschließendem post-hoc-Test nach Tukey (Aufdeckung homogener Untergruppen) und Student'schen t-Test (Test zur Klärung signifikanter Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen bei  $p < 0,05$ ). Um den Einfluß der jeweiligen Faktoren, Primer und Speichel, herauszustellen erfolgte zusätzlich eine Two-Way ANOVA.

Zusätzlich wurde eine Weibull-Analyse durchgeführt (Darstellung der Verteilung der Zufallsvariablen als Dichtefunktion). Um signifikante Unterschiede der ARI-Werte zwischen den einzelnen Gruppen zu ermitteln, wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt zur Verifizierung der One-Way ANOVA bei nicht vorliegender Normalverteilung durchgeführt.

Die Signifikanz für alle statistischen Tests wurde auf  $p < 0.05$  festgesetzt.

#### 4.2.8.1 Definition der statistischen Begriffe

Medianwert:

Der Medianwert halbiert eine Stichprobe, d.h. er stellt einen Punkt dar über welchem 50% der Meßwerte liegen und genauso viele darunter. Im Vergleich zum arithmetischen Mittel ist er weniger anfällig gegenüber Ausreißern.

Mittelwert:

Mit dem hier verwendeten Begriff Mittelwert ist das arithmetische Mittel einer Versuchsgruppe gemeint. Er stellt den Schwerpunkt einer Verteilung dar.

Signifikanz:

Unterschiede werden als signifikant bezeichnet, wenn sie nur mit einer bestimmten geringen Wahrscheinlichkeit durch Zufall zustande kommen. Dem Datenmaterial angepaßte Signifikanztests erlauben eine Abschätzung der Irrtumswahrscheinlichkeit. In der medizinischen Forschung wird eine Irrtumswahrscheinlichkeit von  $< 5\%$  ( $p < 0,05$ ) als signifikant, und von  $< 0,1\%$  ( $p < 0,001$ ) als hoch signifikant angesehen, d.h. je geringer diese ist, desto höher ist die Informationsqualität (Tab. 2).

Irrtumswahrscheinlichkeit	Signifikanz	Darstellung
$> 5\%$	nicht signifikant	$p = > 0,05$
$< 5\%$	signifikant	$p = < 0,05$
$< 1\%$	deutlich signifikant	$p = < 0,01$
$< 0,1\%$	hoch signifikant	$p = < 0,001$

Tab. 2: Festlegung der Signifikanzen

Standardabweichung:

Die Standardabweichung ist ein Maß für die Streuung der Werte einer Zufallsvariable um ihren Mittelwert. Sie ist für eine Zufallsvariable  $X$  definiert als die positive Quadratwurzel aus deren Varianz.

Varianz:

Die Varianz ist das Maß für die Abweichung der Merkmale einer Grundgesamtheit oder Stichprobe von deren Erwartungswert. Die Wurzel aus der Varianz ergibt die Standardabweichung.

#### 4.2.8.2 *Erklärung der statistischen Tests*

ANOVA:

Unter Varianzanalysen wird eine große Gruppe datenanalytischer und mustererkennender statistischer Verfahren verstanden, die zahlreiche unterschiedliche Anwendungen zulassen. Sie haben alle gemein, daß sie die Varianz analysieren, und somit Erkenntnisse über die Datenmenge liefern.

Mit der ANOVA (analysis of variance) wird untersucht ob (und wenn ja, wie) sich die Erwartungswerte der Zufallsvariablen in den verschiedenen Gruppen unterscheiden. Es wird getestet, ob die Varianz zwischen den Gruppen größer ist als die Varianz innerhalb der Gruppen. Dadurch kann beurteilt werden, ob sich die Gruppen signifikant unterscheiden oder nicht. Zum Einsatz kamen die One-Way ANOVA, die lediglich signifikante Effekte eines Faktors herausstellt, und die Two-Way ANOVA, welche die Effekte zweier Faktoren simultan untersuchen kann.

Levene-Test:

Der Test nach Levene ist ein Test auf die Homogenität von Varianzen zwischen verschiedenen Gruppen. Dies bedeutet, daß überprüft werden kann, ob die Varianzen von zwei oder mehreren Gruppen identisch sind. Hierbei wird die von der Varianzhomogenität ausgehende Nullhypothese gegen die vom Unterschied mindestens einer Varianz, im Vergleich zu den anderen, ausgehende Alternativhypothese geprüft.

Kolmogorow-Smirnow-Anpassungstest:

Der Kolmogorow-Smirnow-Anpassungstest ist ein Test auf Übereinstimmung zweier Wahrscheinlichkeitsverteilungen. Dabei kann es sich sowohl um einen Vergleich der Verteilungen zweier Stichproben handeln als auch um einen Test darauf, ob eine Stichprobe einer zuvor angenommenen Wahrscheinlichkeitsverteilung folgt. Der Vorteil gegenüber dem t-Test besteht darin, daß er verteilungsfrei ist und keiner Normalverteilung als Voraussetzung bedarf. Nachteilig ist die geringere Genauigkeit, was dazu führt, daß seine Ergebnisse nur dann berücksichtigt werden können wenn sie ausreichend eindeutig sind.

Kruskal-Wallis-Test:

Der Kruskal-Wallis-Test ist ein nichtparametrischer Mehrstichprobentest. Als Analogon zur Varianzanalyse quantifiziert er, in wie weit die Datensätze von mehr als zwei Gruppen hinsichtlich eines stetigen Merkmals derselben Verteilung unterliegen. Er kann als Erweiterung des Mann-Whitney-U-Testes zur Verifizierung des ANOVA-Ergebnisses verstanden werden.

Tukey-Test:

Dieser Test führt paarweise Vergleiche zwischen den Gruppen auf der Basis der Student-Verteilung durch. Er ermöglicht die genaue Lokalisation der Unterschiede.

t-Test:

Beim t-Test (Student-Test) wird die Gleichheit bzw. Unterschiedlichkeit der zu vergleichenden Gruppen an einem Parameter, dem Erwartungswert, gemessen. Der Erwartungswert ist im übertragenen Sinn der Mittelwert der Grundgesamtheit. Der Test beurteilt die Signifikanz des Unterschiedes der Mittelwerte.

Weibull-Modulwert:

Der Weibull-Modulwert ( $m$ ) beschreibt die Streuung der Scher-Abschäl-Haftung. Die charakteristische Haftkraft ( $\sigma_0$ ) entspricht einer Überlebenswahrscheinlichkeit von 63,2 %. Es werden Aussagen über die Zuverlässigkeit der Klebeverbindung getroffen. Hohe  $\sigma_0$ - und  $m$ -Werte sind wünschenswert.

Mann-Whitney-U-Test:

Der Mann-Whitney-U-Test ist ein Test zum Vergleich zweier unabhängiger empirischer Stichproben als nichtparametrisches Äquivalent zum t-Test bei unabhängigen Stichproben und nicht vorhandener Normalverteilung.

## 5 Ergebnisse und beschreibende Statistik

### 5.1 Scher-Abschäl-Versuch

Die Ergebnisse des Scher-Abschälversuches sind in Tab. 3 als Kraft in MPa angegeben und in Abb. 5 graphisch dargestellt.

Versuch-Nr.	Transbond™ Plus (3M Unitek)		Transbond™ XT (3M Unitek)		iBond™ (Heraeus Kulzer)	
	Gruppe A Scher-Abschäl- Haftung (MPa)	Gruppe B Scher-Abschäl- Haftung (MPa)	Gruppe C Scher-Abschäl- Haftung (MPa)	Gruppe D Scher-Abschäl- Haftung (MPa)	Gruppe E Scher-Abschäl- Haftung (MPa)	Gruppe F Scher-Abschäl- Haftung (MPa)
1	10,6	9,6	12,6	7,1	11,5	14,9
2	10,4	11,0	11,1	12,2	15,2	13,6
3	13,1	12,0	13,1	11,1	3,4	12,4
4	10,3	11,4	12,5	11,1	13,3	9,2
5	12,2	13,3	15,8	13,9	12,0	15,8
6	12,7	12,5	15,3	9,7	9,8	11,4
7	12,1	11,5	14,3	12,4	10,2	8,2
8	11,3	13,8	13,3	11,7	13,3	12,6
9	13,7	13,6	12,4	13,0	12,4	6,5
10	8,9	11,1	11,9	15,3	13,7	10,6
11	11,5	10,8	15,0	6,4	13,7	9,7
12	10,3	11,0	14,2	12,7	11,1	10,1
13	7,5	10,8	13,4	8,9	14,0	9,9
14	10,0	12,7	13,3	9,7	6,9	5,2
15	8,7	13,2	13,8	7,6	9,5	11,9
16	11,3	13,4	9,8	7,6	11,1	9,7
17	10,6	10,7	9,4	11,6	14,2	9,2
18	9,7	10,5	15,6	11,8	11,2	13,2
19	9,0	13,0	14,5	12,0	14,2	9,8
20	8,7	10,9	14,6	9,3	9,2	16,6
21	7,9	12,5	11,7	12,4	9,4	12,5
22	11,0	11,3	13,7	11,3	8,4	14,2
23	10,7	9,3	12,5	14,6	12,5	15,6
24	11,9	11,1	12,4	13,6	13,5	7,0
25	11,1	13,0	14,7	9,8	9,8	8,3

Tab. 3: Scher-Abschäl-Haftung bezogen auf die Fläche der Bracketbasis in MPa (N/mm<sup>2</sup>)

Um sie mit denen anderer Versuche vergleichen zu können, wurde die aufgewendete Kraft zum Debracketing in Bezug auf die Größe der Bracketbasis berechnet.

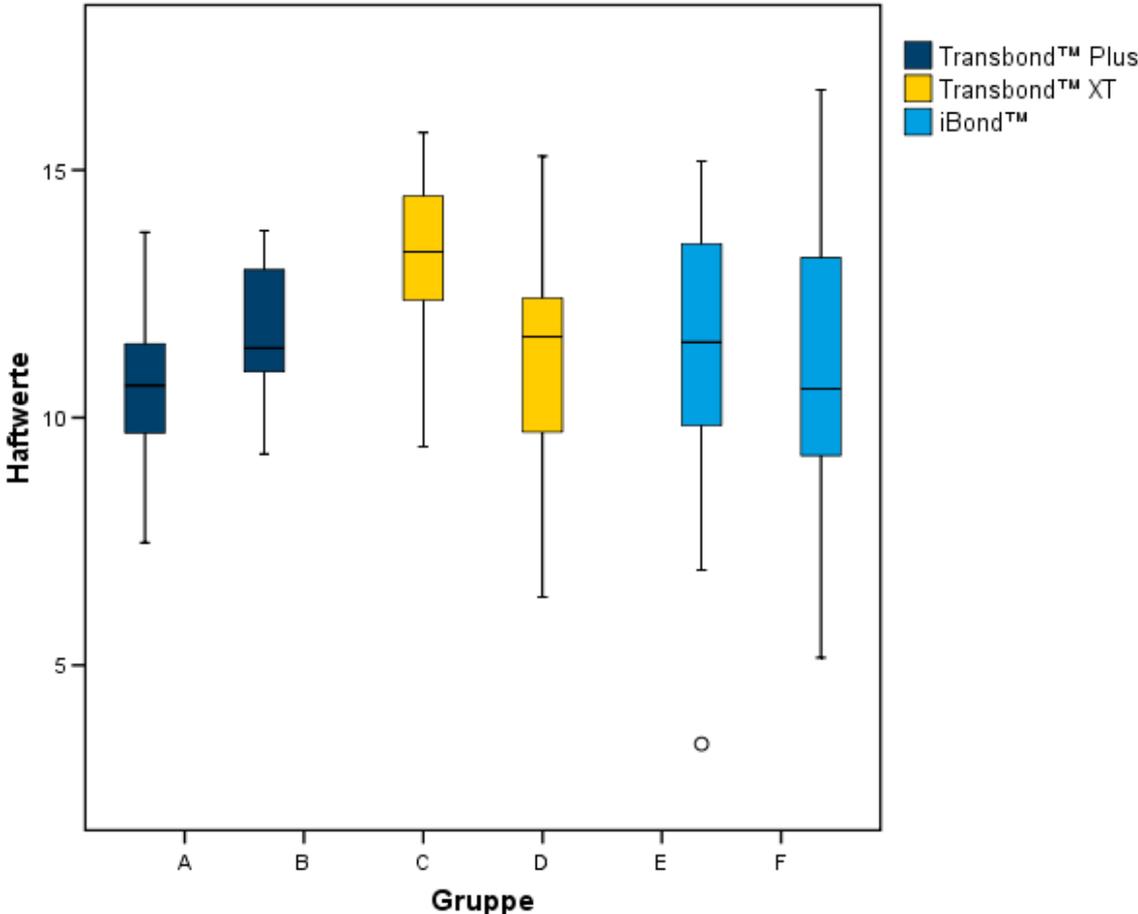


Abb. 5: Schematische Darstellung der Scher-Abschäl-Haftung in MPa

### 5.1.1 Gruppe A und B

Bei den Versuchsgruppen A und B, Transbond™ Plus ohne und mit Speichelkontamination, betrug die Scher-Abschäl-Haftung im Mittel  $10,6 \pm 1,6$  MPa bzw.  $11,8 \pm 1,2$  MPa. Der Median betrug für Gruppe A 10,6 MPa und für Gruppe B 11,4 MPa (Tab. 4).

Scher-Abschäl-Haftung (MPa)		Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Maximum	Minimum
Transbond™ Plus	Gruppe A	10,6	1,6	10,6	13,7	7,5
	Gruppe B	11,8	1,3	11,4	13,8	9,3

Tab. 4: Ermittelte Scher-Abschäl-Haftung für Transbond™ Plus ohne und mit Speichelkontamination

### 5.1.2 Gruppe C und D

Bei den Versuchsgruppen C und D, Transbond™ XT ohne und mit Speichelkontamination, betrug die Scher-Abschäl-Haftung im Mittel  $13,2 \pm 1,6$  MPa bzw.  $11,1 \pm 2,4$  MPa. Der Median betrug für Gruppe A 13,3 MPa und für Gruppe B 11,6 MPa (Tab. 5).

Scher-Abschäl-Haftung (MPa)		Mittelwert	Standard-abweichung	Median	Maximum	Minimum
Transbond™ XT	Gruppe C	13,2	1,6	13,3	15,8	9,4
	Gruppe D	11,1	2,4	11,6	15,3	6,4

Tab. 5: Ermittelte Scher-Abschäl-Haftung für Transbond™ XT ohne und mit Speichelkontamination

### 5.1.3 Gruppe E und F

Bei den Versuchsgruppen E und F, iBond™ ohne und mit Speichelkontamination, betrug die Scher-Abschäl-Haftung im Mittel  $11,3 \pm 2,7$  MPa bzw.  $11,1 \pm 3,0$  MPa. Der Median betrug für Gruppe A 11,5 MPa und für Gruppe B 10,6 MPa (Tab. 6).

Scher-Abschäl-Haftung (MPa)		Mittelwert	Standardabweichung	Median	Maximum	Minimum
iBond™	Gruppe E	11,3	2,7	11,5	15,2	3,4
	Gruppe F	11,1	3,0	10,6	16,6	5,2

Tab. 6: Ermittelte Scher-Abschäl-Haftung für iBond™ ohne und mit Speichelkontamination

### 5.1.4 Auswertung

#### 5.1.4.1 Scher-Abschäl-Haftung

Die höchste Scher-Abschäl-Haftung war bei Verwendung von Transbond™ XT ohne Speichelkontamination zu verzeichnen (Gruppe C, Mittelwert = 13,2 MPa; SD = 1,6). Bei Speichelkontamination wurde der höchste Mittelwert für Transbond™ Plus (Gruppe B, Mittelwert = 11,8; SD = 1,3) ermittelt.

Zur detaillierten Auswertung der Daten wurde zunächst mittels des Kolmogrow-Smirnow-Anpassungstests festgestellt ob eine Normalverteilung der ermittelten Daten vorlag. Da bei allen Gruppen eine Normalverteilung ( $p > 0,05$ ) vorhanden war, wurden die Daten der primeridentischen Gruppen dem parametrischen Test für unabhängige Stichproben (t-Test nach Student) unterzogen, um möglicherweise vorhandene signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen aufzudecken (Tab. 7).

Scher-Abschäl-Haftung		Kolmogorow-Smirnow-Test	t-Test
Transbond™ Plus	Gruppe A	0,965	0,006
	Gruppe B	0,716	
Transbond™ XT	Gruppe C	0,972	0,0001
	Gruppe D	0,694	
iBond™	Gruppe E	0,855	0,783
	Gruppe F	0,876	

Tab. 7: Ergebnisse des Kolmogorow-Smirnow-Tests und des t-Test zwischen den primeridentischen Gruppen

Betrachtet man die Auswirkung des Speichels innerhalb einer der primeridentischen Gruppen so zeigt sich nach dem t-Test ein deutlich signifikanter Unterschied bei Transbond™ Plus und ein hochsignifikanter Unterschied bei Transbond™ XT, nicht jedoch bei iBond™ (Tab. 7).

Vergleicht man die Haftwerte aller Gruppen so zeigen die Ergebnisse der One-Way-Varianzanalyse (ANOVA), dargestellt in Tab. 8, eine deutlich signifikante Differenz zwischen den Gruppen an ( $p < 0,001$ ). Da keine Homogenität der Gruppen vorlag (Levene  $p < 0,1$ ) wurde das Ergebnis der One-Way ANOVA durch den Kruskal-Wallis-Test ( $p < 0,5$ ) verifiziert (Tab. 8).

Homogene Untergruppen sind durch den gleichen hochgestellten Buchstaben zu erkennen. Sie wurden durch Tukeys post-hoc-Test identifiziert. Dieser Test offenbarte signifikante Unterschiede ( $p < 0,05$ ) für alle Testgruppen, die mit der Standardgruppe, Gruppe C (Transbond™ XT ohne Speichelkontamination), verglichen wurden. Die einzige Ausnahme bildete Gruppe B (Transbond™ Plus mit Speichelkontamination) (Tab. 8). Vergleicht man nun die Gruppe B (Transbond™ Plus mit Speichelkontamination) mit allen anderen Gruppen, so findet man keinen signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ). Daher wurde sie durch zwei hochgestellte Buchstaben beschrieben (Tab. 8). Dies bedeutet, daß diese Gruppe zu beiden statistisch erstellten homogenen Untergruppen (A und B) gehört.

		Transbond™ Plus		Transbond™ XT		iBond™	
		Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C	Gruppe D	Gruppe E	Gruppe F
Künstlicher Speichel		Nein	Ja	Nein	Ja	Nein	Ja
N		25	25	25	25	25	25
Scher-Abschäl-Haftung (MPa)	MW	10,6 <sup>A</sup>	11,8 <sup>AB</sup>	13,2 <sup>B</sup>	11,1 <sup>A</sup>	11,3 <sup>A</sup>	11,1 <sup>A</sup>
	SD	1,6	1,3	1,6	2,4	2,7	3,0
	Median	10,6	11,4	13,3	11,6	11,5	10,6
Levene		0,000					
p(ANOVA)		0,001					
Kruskal-Wallis		0,000					
Weibull-Parameter	$\sigma_0$	11,2	12,3	13,9	12,0	12,7	12,2
	m	8,0	11,2	9,4	5,4	3,8	4,2
p(t-Test)		0,006		0,0001		0,783	

Tab. 8: Beschreibende Statistik der Versuchsergebnisse, Scher-Abschäl-Haftung

Interessanter Weise zeigte die Gruppe A (Transbond™ Plus ohne Speichelkontamination) eine deutlich signifikant geringere Scher-Abschäl-Haftung (t-Test,  $p = 0,006$ ).

Im Fall der Gruppe D (Transbond™ XT mit Speichelkontamination) führte die Kontamination mit künstlichem Speichel zu einer hoch signifikanten Abnahme der Scher-Abschäl-Haftung (t-Test,  $p = 0,0001$ ).

Lediglich für die Gruppen E und F (iBond™ mit und ohne Speichelkontamination) konnte bezüglich der Scher-Abschäl-Haftung kein signifikanter Unterschied bei Kontamination mit künstlichem Speichel gefunden werden (t-Test,  $p = 0,783$ ).

Die Haftkraft, welche mit selbststützenden Primern und Speichelkontamination erzielt wurde zeigt keinen signifikanten Unterschied zur konventionellen Schmelzätztechnik nach Speichelkontamination ( $p > 0,05$ ).

Betrachtet man den jeweiligen Einfluß der Primer bzw. der Speichelkontamination, so zeigt sich, daß der verwendete Primer einen knapp signifikanten Effekt ( $p = 0,047$ ) auf die Haftkraft hat, die Speichelkontamination für sich genommen aber offensichtlich keinen signifikanten Einfluß ( $p = 0,254$ ) hat. Allerdings ist die Interaktion der beiden Variablen stark auffällig ( $p = 0,001$ ) (Tab. 9).

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Primer	29,924	2	14,962	3,129	0,047
Speichel	6,272	1	6,272	1,312	0,254
Primer + Speichel	69,859	2	34,930	7,305	0,001

Tab. 9: 2-Way ANOVA, abhängige Variable: Haftkraft

#### 5.1.4.2 Weibull-Analysen

Da t-Test und ANOVA davon ausgehen, daß die Scher-Abschäl-Haftung an Durchschnittszähnen einer normalen Bevölkerung ermittelt worden ist, dies jedoch nicht immer der Fall ist, wurden nach der Empfehlung von FOX et al. (35), ELIADES et al. (27) und FERREIRA (32) zusätzlich Weibull-Analysen durchgeführt (Tab. 10) um die Aussage der in-vitro-Studie für den klinischen Gebrauch aufzuwerten.

Die Weibull-Analyse erlaubt die Berechnung der Bruchwahrscheinlichkeit als Funktion der angewandten Kraft und umgekehrt (66).

		Transbond™ Plus		Transbond™ XT		iBond™	
		Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C	Gruppe D	Gruppe E	Gruppe F
Weibull-Parameter	$\sigma_0$	11,2	12,3	13,9	12,0	12,7	12,2
	m	8,0	11,2	9,4	5,4	3,8	4,2

Tab. 10: Weibull-Parameter

Der Weibull-Modul (m) beschreibt die Streuung. Die charakteristische Haftfestigkeit ( $\sigma_0$ ) entspricht der einer Zuverlässigkeitswahrscheinlichkeit von 63,2 % (Abb. 6, Abb. 7 und Abb. 8).

In der Gruppe B (Transbond™ Plus mit Speichel) wurde der höchste Weibull-Modul errechnet (Tab. 10, Abb. 6), der niedrigste in der Gruppe E (iBond™) (Tab. 10, Abb. 8).

Die höchste charakteristische Haftfestigkeit ( $\sigma_0$ ) wurde in der Gruppe C (Transbond™ XT) erreicht (Tab. 10, Abb. 7), damit wurde auch der höchste Mittelwert aller Gruppen bestätigt. In der Gruppe A (Transbond™ Plus) fiel die charakteristische Haftfestigkeit ( $\sigma_0$ ) am geringsten aus (Tab. 10, Abb. 7).

Die Weibull-Analysen bestätigten auch, daß es zwischen der Gruppe E (iBond™) und F (iBond™ mit Speichel) keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Haftfestigkeit gibt (Tab. 10, Abb. 8). Des weiteren spiegelt sich insbesondere der Anstieg der Scher-Abschäl-Haftung bei Transbond™ Plus nach Kontamination mit künstlichem Speichel im Anstieg der Zuverlässigkeit, welche durch den Weibull-Modul (m) ausgedrückt wird, wider.

Die Scher-Abschäl-Haftung von Transbond™ Plus unter trockenen und kontaminierten Bedingungen sowie die von Transbond™ XT unter Idealbedingungen war zuverlässiger als die von iBond™ und Transbond™ XT mit Speichelkontamination (Tab. 10).

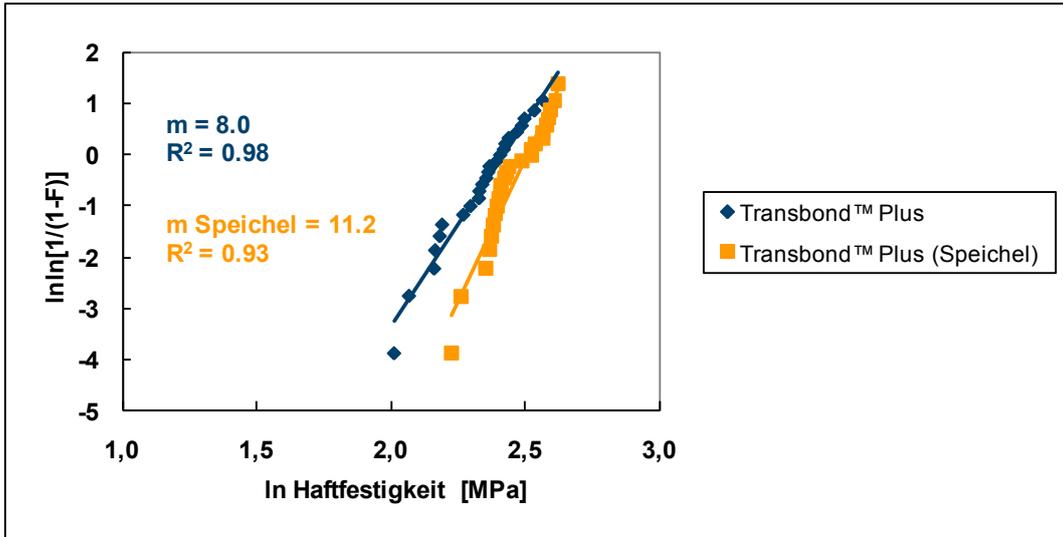


Abb. 6: Graphische Darstellung der Weibull-Analyse für Transbond™ Plus

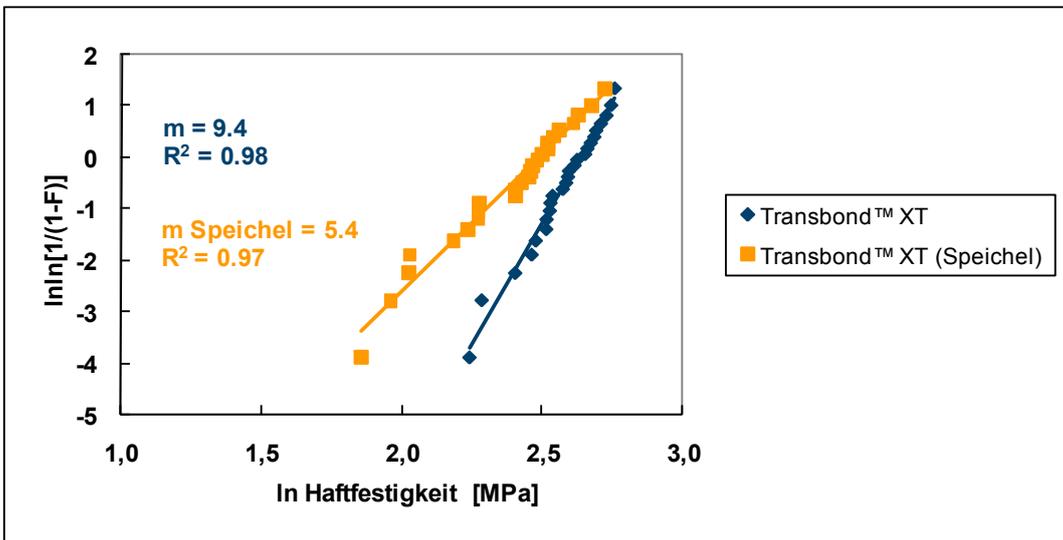


Abb. 7: Graphische Darstellung der Weibull-Analyse für Transbond™ XT

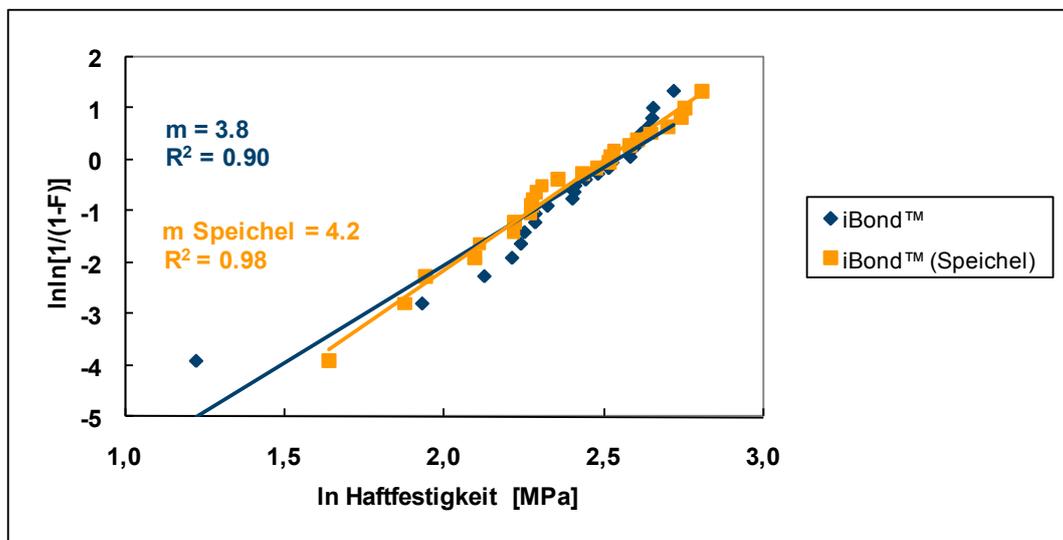


Abb. 8: Graphische Darstellung der Weibull-Analyse für iBond™

## 5.2 Adhesive Remnant Index (ARI)

Durch Anwendung des ARI ist die Möglichkeit gegeben die Bruchstelle zwischen Zahnschmelz und Bracket nach dem Debracketing zu beurteilen. Laut durchgeführten Untersuchungen, bestehen Abhängigkeiten zwischen dem ARI und der Art des Primers (11), (72), (82).

Darüber hinaus wurden aber auch Zusammenhänge zwischen dem ARI und dem Adhäsiv, dem Bracketmaterial, der Klebe- sowie der Abzugstechnik beschrieben (62), (64), (79).

In dieser Untersuchung wurde lediglich der Zusammenhang zwischen dem ARI und der Art der Schmelzkonditionierung beurteilt (Tab. 11, Abb. 13, Abb. 14). Die Tabelle 8 zeigt die prozentuale Verteilung der Bruchmodi. Abbildung 7 stellt das absolute Auftreten der jeweiligen ARI-Werte dar. In Abbildung 8 ist das Auftreten der Bruchmodi innerhalb der einzelnen Gruppen graphisch aufbereitet.

Zunächst wurden die Gruppen mittels Kolmogorow-Smirnow-Test auf ihre Normalverteilung hin getestet. Dabei stellte sich heraus, daß alle Gruppen nicht normal verteilt sind ( $p < 0,05$ ). Daher erfolgte anschließend eine Untersuchung der Daten durch den Mann-Whitney-U-Test. Es fanden sich keine signifikanten Unterschiede innerhalb der Gruppen ( $p > 0,05$ ) (Tab. 12).

Die durchgeführte One-Way ANOVA offenbarte keinen signifikanten Unterschied des ARI zwischen den einzelnen Gruppen ( $p > 0,05$ ) (Tab. 12). Alle Werte gehören der gleichen homogenen Untergruppe an (A).

Die Verteilung in Tab. 11 zeigt, daß die meisten Proben (81,3%) einen ARI von 1, also weniger als 50% des Adhäsivs verblieben auf der Schmelzoberfläche, aufwiesen (Abb. 10). 6,7 % der Proben wiesen eine ARI von 2 auf (Abb. 11). Ein ARI-Wert von 3 trat nie auf.

Es gab keine Anzeichen für eine ungleiche Verteilung der Schmelzausrisse ( $N = 11$ ). Sie traten sowohl bei den mit künstlichem Speichel kontaminierten Klebeflächen als auch bei den nichtkontaminierten auf (Abb. 12). Ein nur geringes Auftreten (4,7%) von kohäsiven Brüchen (ARI-Wert von 0) war für alle getesteten Präparate zu verzeichnen, ohne Anzeichen einer abhängigen Verteilung (Abb. 9).

	Speichel	Anzahl und prozentuale Verteilung	ARI				
			0	1	2	3	4
Transbond™ Plus	Nein	N	2	19	3	0	1
		%	1,3	12,7	2,0	0,0	0,7
	Ja	N	0	21	1	0	3
		%	0,0	14,0	0,7	0,0	2,0
Transbond™ XT	Nein	N	0	22	3	0	0
		%	0,0	14,7	2,0	0,0	0,0
	Ja	N	3	19	1	0	2
		%	2,0	12,7	0,7	0,0	1,3
iBond™	Nein	N	0	22	1	0	2
		%	0,0	14,7	0,7	0,0	1,3
	Ja	N	2	19	1	0	3
		%	1,3	12,7	0,7	0,0	2,0
Gesamt		N	7	122	10	0	11
		%	4,7	81,3	6,7	0,0	7,3

Tab. 11: Verteilung des ARI modifiziert nach SCHANVELDT<sup>1</sup> und FOLEY(74)



Abb. 9: ARI mod 0

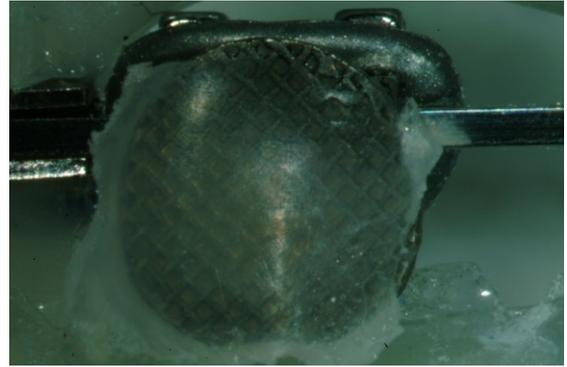


Abb. 10: ARI mod 1

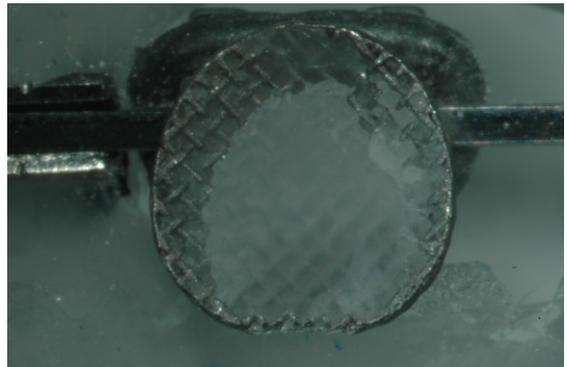


Abb. 11: ARI mod 2

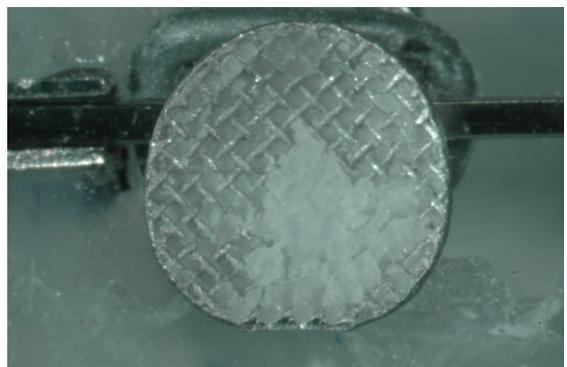
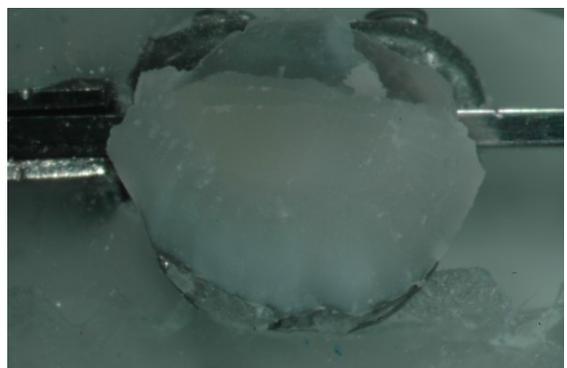


Abb. 12: ARI mod 4



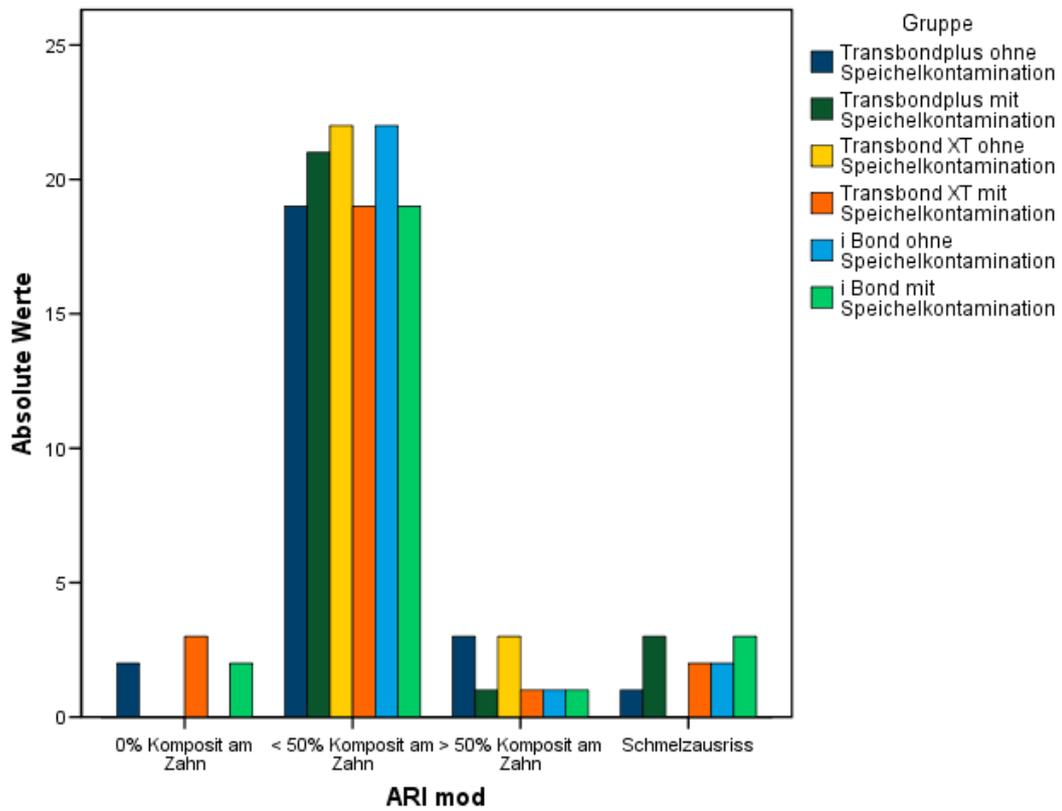


Abb. 13: Verteilung ARI modifiziert nach SCHANVELDT und FOLEY(74)

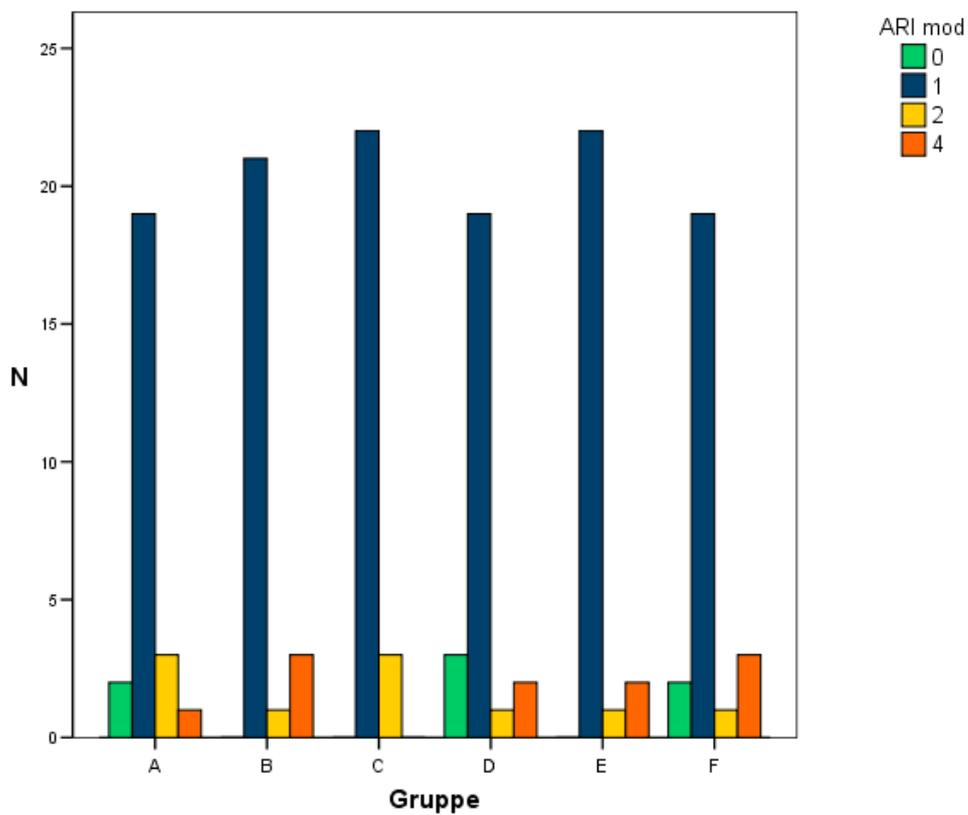


Abb. 14: Verteilung der Bruchmodi (ARI mod) innerhalb der Gruppen

	Transbond™ Plus		Transbond™ XT		iBond™	
	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C	Gruppe D	Gruppe E	Gruppe F
Künstlicher Speichel	Nein	Ja	Nein	Ja	Nein	Ja
N	25	25	25	25	25	25
MW	1,16 <sup>A</sup>	1,40 <sup>A</sup>	1,12 <sup>A</sup>	1,16 <sup>A</sup>	1,28 <sup>A</sup>	1,32 <sup>A</sup>
SD	0,75	1,00	0,33	0,94	0,84	1,07
Kolmogorow-Smirnow	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Mann-Whitney	0,512		0,508		0,980	
Levene	0,121					
ANOVA	0,839					

Tab. 12: Beschreibende Statistik der Versuchsergebnisse, ARI

Eine abschließend durchgeführte 2-Way ANOVA zeigte, daß weder der verwendete Primer noch die Speichelkontamination für sich genommen einen signifikanten Einfluß auf den ARI mod hatten ( $p > 0,05$ ) (Tab. 13).

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Primer	0,760	2	0,380	0,517	0,597
Speichel	0,427	1	0,427	0,580	0,447
Primer + Speichel	0,333	2	0,167	0,227	0,797

Tab. 13: 2-Way ANOVA, abhängige Variable: ARI mod

## 6 Diskussion

In der kieferorthopädischen Praxis ist die Haftkraft eines Brackets von großer Bedeutung, da jeder Bruch der Klebeverbindung, der in der Regel ein erneutes Bekleben des betroffenen Zahnes erfordert, welches mit Aufwand von Personal, Zeit und Material verbunden ist. Daher ist man bestrebt, möglichst zuverlässige und ausreichend stabile Verbindungen zwischen Schmelz und Bracket zu erzielen. Dabei sind dem Bestreben nach möglichst hohen Werten der Haftkraft Grenzen gesetzt aus Sorge um Schäden an der Schmelzoberfläche, welche durch Frakturen derselben sichtbar werden. Aus diesem Interessenkonflikt und anderen Gründen resultiert die seit langem anhaltende Diskussion einer klinisch noch akzeptablen Haftkraft. Die am häufigsten angegebenen Werte entsprechen denen bereits 1979 von REYNOLDS (71) beschriebenen 5,9 - 7,8 MPa. Später wurden aber auch geringere Werte von 3 - 5 MPa (30) als für die kieferorthopädische Praxis noch ausreichende Werte angegeben.

In vorausgegangenen Studien, welche den Vergleich der klassischen Säure-Ätz-Technik und selbstätzenden Primern durchführten (68), (84), (90), kam es zu recht unterschiedlichen und auch widersprüchlichen Aussagen über die Haftkraft.

Eine Ursache für die breite Streuung der mittleren Scher-Abschäl-Haftkraft und den daraus abgeleiteten klinisch vertretbaren Werten könnte in den unterschiedlichen Studienprotokollen begründet sein (29).

### 6.1 Diskussion von Material und Methode

#### 6.1.1 *Probenmaterial*

Zu einer der gravierendsten Fehlerquelle zählen zweifelsohne die für die Versuche verwendeten Zähne. Da alle Zähne von verschiedenen Patienten stammen ist davon auszugehen, eine variable Schmelzqualität vorzufinden. Außerdem ist das Alter der verwendeten Zähne unbekannt. Ebenso die Ernährungsgewohnheiten der jeweiligen Personen, die einen großen Einfluß auf die Oberflächenstruktur haben können. Um dies auszugleichen wurde die von FOX et al. (35)

geforderte Mindestanzahl von 20 Zähnen um fünf aufgestockt und 25 Zähne pro Gruppe verwendet.

Da verständlicher Weise nicht alle Zähne an einem Tag verfügbar waren, mußten sie über einen Zeitraum von vier Monaten gesammelt und damit unterschiedlich lange gelagert werden. NAKAMICHI et al. (59) stellten bei ihren Untersuchungen fest, daß nach längerer Lagerung höhere Dentinhaftwerte auftraten als nach kürzeren Lagerungszeiten. Auch wenn dies nicht unmittelbar auf den Schmelz zu übertragen ist, so steht doch zu erwarten, daß hier ein ähnliches Phänomen auftritt. Laut der INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (48) allerdings ist ein Lagerzeitraum von bis zu sechs Monaten für die Haftkraftmessungen unbedenklich, da vorher kaum degenerative Prozesse an der Zahnhartsubstanz stattfinden.

Die Lagerung der Proben und das thermische Wechselbad vor dem Scher-Abschälversuch werden als potentiell kritische Faktoren bei der Beurteilung der der Effektivität orthodontischer Adhäsive angesehen (82), (12), (5). In der vorliegenden Untersuchung wurden die mit den Brackets versehenen Proben 30 Tage lang in einem Wasserbad bei 37 °C gelagert. Diese Vorgehensweise führte in früheren Studien zu den niedrigsten Werten bei der Scheer-Abschäl-Haftung (82), (72). Da mittlerweile Simulationen von Temperaturschwankungen essentiell für die klinische Relevanz von Untersuchungsergebnissen sind, wurde zusätzlich ein 24-stündiges thermisches Wechselbad durchgeführt.

Die vorangegangene Untersuchung der Schmelzoberfläche auf Risse kann keine tiefer gelegenen Defekte aufdecken, welche entweder bereits vorhanden waren oder eventuell durch Spannungen, bedingt durch Erhitzung, trotz Wasserkühlung, beim Abtrennen der Wurzeln, während der Vorbereitungsmaßnahmen verursacht wurden.

In Anlehnung an die Forderung von FOX et al. (35), daß mindestens 20 Zähne pro Versuchsreihe erforderlich sind, um die Ergebnisse vergleichen zu können, wurden 25 Zähne pro Versuchsreihe verwendet.

### 6.1.2 Brackets und Adhäsiv

Für die Versuchsreihen wurden mit dem lighthärtenden APC™ Adhesive (12 mg) beschichtete Metallbrackets verwendet, um zu gewährleisten, daß die Ergebnisse nicht durch unterschiedlich große Mengen von Adhäsiv verfälscht werden. Trotz der genormten Menge an Adhäsiv wäre es denkbar, daß nicht gleichmäßig entfernte Kleberüberschüsse zu unterschiedlich großen realen Haftflächen geführt haben und somit zur Streuung der gemessenen Haftkräfte beigetragen haben könnten.

### 6.1.3 Klebprozeß

Da die Dicke der Adhäsivschicht einen Einfluß auf die Haftkraft hat (2), (75), wurden die Brackets unter Zuhilfenahme einer Correx-Waage der Firma Haag-Streit (Bern, Schweiz) von einem erfahrenen Behandler mit einer Kraft von 300 N auf die Zahnoberfläche gedrückt, um eine möglichst gleich dicke Schicht von Adhäsiv unter der Bracketbasis zu erhalten. Das Anwenden der gleichen Kraft und Zeitdauer ist wichtig für das Erreichen einer gleichmäßig dicken Adhäsivschicht, (1), (10). Dennoch kann nicht völlig ausgeschlossen werden, daß, bedingt durch die unterschiedliche Oberflächenmorphologie der Zähne, es zu geringfügigen Unterschieden in der Ausbreitung und der Dicke des Adhäsiv kam. Damit wäre ein weiterer Faktor für die Beeinflussung der Meßergebnisse gegeben.

Ein weiterer Kritikpunkt ist die Verwendung der Speichelersatzflüssigkeit „Ptyalin“. Da sie in ihrer Zusammensetzung dem Speichel nur nachempfunden ist, kann sie nicht alle im menschlichen Speichel vorhandene Stoffe aufweisen, so daß die Verwendung von humanem Speichel die Meßwerte möglicherweise beeinflusst hätte. Die Entscheidung war dennoch für die Ersatzflüssigkeit ausgefallen, da sichergestellt werden sollte, daß alle Klebeflächen unter konstanten Bedingungen kontaminiert werden. Dies wäre mit natürlichem Speichel nicht möglich gewesen, da seine Zusammensetzung Schwankungen unterliegt (39).

In Bezug auf die Konditionierungsmittel läßt sich sagen, daß es selbst bei sehr präzisen Arbeiten zu gewissen Unterschieden, die Quantität und Qualität der zu applizierenden Primer betreffend, kommen kann.

Das Transbond™ Plus wird in einer Blisterpackung mit zwei gefüllten Kammern geliefert. Zunächst muß der Inhalt der ersten Kammer durch Drücken auf dieselbe in die zweite Kammer überführt werden, um dann beide Komponenten wiederum durch Druck auf die Kammer zu durchmischen und in eine dritte Kammer zu überführen. Diese beinhaltet den Applikatortip, welcher dann das Gemisch aufnimmt. Bei diesem Vorgang wird es immer wieder zu Unterschieden in der Mischung kommen, welche letztlich die Ergebnisse beeinflussen könnten. Das Gleiche gilt für das Procedere des Auftragens von Transbond™ Plus und iBond™. Hierbei muß der Primer verrieben werden, damit stets frische Anteile an die Schmelzoberfläche gelangen. Da sich dieser Vorgang nur schwer exakt reproduzieren läßt, kommt es möglicherweise zu Ätzmustern unterschiedlicher Qualität.

#### *6.1.4 Der Scher-Abschäl-Vorgang*

Der Versuchsaufbau wurde hinsichtlich der vielfältigen Möglichkeiten von Belastungskräften entsprechend dem internationalen Standard zum Testen der Adhäsion an Zahnstrukturen (ISO 11405/2003) vorbereitet.

In Anlehnung an FOX et al. (35) wurden die quickTest®-Maschine mit einer Vorlast von 1 N, einem maximalen Weg von 10 mm sowie einer Maximallast von 500 N programmiert. Die Geschwindigkeit betrug 0,5 mm/min.

Der Ansatz der Krafteinwirkung lag nicht auf der Basis direkt neben der Klebefläche, sondern auf den Bracketflügeln. Der basisferne Ansatz kommt laut SCHANEVELDT et al. (74) sowie RIX et al. (72) den Belastungsverhältnissen in vivo am nächsten und ermöglicht eine relativ konstante Kraftausübung.

Bei dieser basisfernen Vorgehensweise treten nicht nur reine Scherkräfte auf, sondern auch Drehmomente (50), (86).

Diese Drehmomente können in ihrer Größe variieren, wenn die Kraft nicht immer im gleichen Winkel zur Bracketbasis auftrifft. In der vorliegenden Untersuchung konnte dies durch das Vorgehen beim Einbetten der Proben vermieden werden, so daß ein Auftreffen der Kraft parallel zur Bracketbasis (unter Vernachlässigung ihrer leichten Krümmung) stets gewährleistet war.

Auf Grund dieser Drehmomente handelt es sich folglich nicht um einen reinen Scherversuch, sondern um einen „shear-peel-Versuch“, also einen Scher-Abschäl-Versuch.

## 6.2 Diskussion der Ergebnisse

### 6.2.1 Scher-Abschäl-Haftung

In Übereinstimmung mit früheren Studien (11), (19), (40), (80), (87), (89), war die mittlere Scher-Abschäl-Haftung ohne Speichelkontamination signifikant niedriger (Transbond™ Plus: Mittelwert 10,6 MPa; i-BOND™: Mittelwert 11,3 MPa) in Bezug auf das Ergebnis nach klassischer Säure-Ätz-Technik (Transbond™ XT: Mittelwert 13,2 MPa). Die für die Scher-Abschäl-Haftung der in dieser Studie verwendeten selbstätzenden Primer erzielten Werte liegen innerhalb eines Bereiches, welcher auch in der Literatur beschrieben worden ist (82), (89). Selbst nach der Kontamination mit Speichel blieb die mittlere Scher-Abschäl-Haftung im oberen Bereich dieser Spanne (Transbond™ Plus: Mittelwert 11,8 MPa; i-BOND™: Mittelwert 11,1 MPa).

Dagegen führt die Kontamination mit Speichel bei der klassischen Säure-Ätz-Technik zu einer deutlichen Abnahme der Scher-Abschäl-Haftung (68), (80). In Übereinstimmung mit dieser Aussage war in der Gruppe D, klassische Säure-Ätz-Technik und Speichelkontamination, ein signifikanter Abfall der Werte für die Haftung (Transbond™ XT: Mittelwert 13,2 MPa) zu verzeichnen. Bei Verwendung des selbstätzenden Primers i-BOND™ kam es nach Speichelkontamination nicht zu einem signifikanten Absinken der Scher-Abschäl-Haftung. Auch dies steht in Übereinstimmung zu anderen Untersuchungen (18), (19), (80). CACCIAFESTA et al. (19) kamen zu dem Ergebnis, daß die Scher-Abschäl-Haftung eines selbstätzenden Primers nach der Kontamination mit Speichel im Vergleich zu einem konventionellen signifikant höher war. Die Autoren kamen zu dem Schluß, daß der selbstätzende Primer in Bezug auf die Werte der Scher-Abschäl-Haftung die größere Toleranz zeigt. Dies konnte in der vorliegenden Untersuchung bestätigt werden. Die selbstätzenden Primer waren gegenüber dem Einfluß von künstlichem Speichel weniger empfindlich als der konventionelle Primer. Bei der Verwendung von Transbond™ Plus wurden nach Speichelkontamination sogar höhere Werte für die Scher-Abschäl-Haftung ermittelt. Allerdings war kein signifikanter Unterschied zwischen den mit künstlichem Speichel kontaminierten Gruppen, Transbond™ XT eingeschlossen, festzustellen.

### 6.2.2 *Adhesive Remnant Index (ARI)*

Die Bestimmung des Adhesive Remnant Index (ARI) erfolgte an Hand von Photographien, welche mit Hilfe eines an ein Mikroskop (Vergrößerung: 10-fach) angeschlossenen Photoapparates aufgenommen worden waren, um auch geringe Adhäsivreste erkennen zu können. Die Bilder wurden im Programm Adobe Photoshop und bei einer Ansicht von 50% mit einem Gitternetz (Rasterabstand 25 mm, Unterteilung 1) überlegt, um den auf der Bracketbasis bzw. der Schmelzoberfläche verbliebenen Kleber besser beurteilen zu können. Dennoch ist die Beurteilung des ARI recht subjektiv (62) und vergleichende Studien sind schwierig (7), (56).

Die Werte des ARI zeigten, wie auch schon von anderen Autoren erwähnt (11), (72), (82), keine signifikanten Unterschiede.

Auch zwischen den Self-Etching-Primer-Gruppen, mit und ohne Speichelkontamination gab es keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Lokalisation der Kleberreste. Dies steht in Übereinstimmung mit einer kürzlich erfolgten Untersuchung (19). In der vorliegenden Studie zeigte sich, daß der Einsatz selbstätzender Primer keinen Vorteil in Hinblick auf das an der Schmelzoberfläche verbliebene Adhäsiv bringt. Daher wird trotz der verringerten Tiefe der Demineralisation, was als einer ihrer Vorteile angesehen wird, annähernd die gleiche Menge an Schmelzverlust bei der dem Debracketing folgenden Reinigung der Schmelzoberfläche auftreten. Doch gerade dieser Reinigungsprozeß wird als der größte Verursacher des Schmelzverlustes angesehen (47). Damit relativiert sich der Vorteil des Einsatzes selbstätzender Primer bezüglich der geringeren Demineralisationstiefe.

Ein weiterer Grund für den Verlust von Schmelz ist in den Schmelzausrissen zu sehen. Gemeinhin werden sie beim Einsatz der klassischen Säure-Ätz-Technik beschrieben (80). Trotz der strikten Auswahlkriterien beim Probenmaterial traten in dieser Versuchsreihe 11 Schmelzausrisse auf. Ihr Auftreten betraf alle Gruppen und es konnten keine Unterschiede in Bezug auf Primer oder Speichelkontamination festgestellt werden. Bei dieser im Vergleich zur kieferorthopädischen Praxis relativ hohen Zahl der Schmelzausrisse muß man bedenken, daß es sich bei den verwendeten Zähnen um extrahierte Exemplare handelt, die bei diesem Vorgang hohen Kräften ausgesetzt waren. Daher ist das Auftreten von Schmelzausrissen bei In-vitro-Studien höher als in der Praxis, so daß sich diesbezüglich die Ergebnisse nicht mit der Alltagserfahrung aus der Praxis vergleichen lassen (74), (82).

Da bei den meisten Proben ein ARI-Wert von 0 und 1 (zusammen 86%) auftrat, der Wert 3 hingegen nie, kann man beim klinischen Einsatz der untersuchten Primer davon ausgehen, daß nur ein geringer Teil des Adhäsivs auf der Zahnoberfläche verbleibt, was den Aufwand beim Reinigungsprozeß in Grenzen halten würde.

## 7 **Schlußfolgerungen**

- Für alle Primer dieser Untersuchung wurden klinisch akzeptable Haftwerte gefunden.
- Die Kontamination mit künstlichem Speichel nach Schmelzkonditionierung mittels klassischer Säure-Ätz-Technik führt zu einer signifikanten Abnahme der Scher-Abschäl-Haftung.
- Selbstätzende Primer sollen gegenüber der Speichelkontamination eine größere Toleranz aufweisen.
- Die Scher-Abschäl-Haftkraft nach Speichelkontamination in dieser Studie zeigte zwischen den selbstätzenden Primern und der klassischen Konditionierungsmethode keine signifikanten Unterschiede.
- Es waren auch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich des ARI zu finden.
- Es gab keine Anzeichen für eine ungleiche Verteilung von Schmelzausrissen.

## 8 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung bestand darin, festzustellen ob Unterschiede bei der Scher-Abschäl-Haftkraft von kieferorthopädischen Brackets bei Verwendung konventionell und selbstätzender Primer vorhanden sind.

Des Weiteren sollte untersucht werden, ob bei der Verwendung von selbstätzenden Primern (Transbond™ Plus und i-BOND™) die Kontamination der Schmelzoberfläche mit künstlichem Speichel unmittelbar nach der Schmelzkonditionierung einen anderen Einfluß auf die Scher-Abschäl-Haftkraft von kieferorthopädischen Brackets hat, als der Einsatz der klassischen Säure-Ätz-Technik (37%-ige Phosphorsäure und Transbond™ XT).

Dazu wurden 150 extrahierte Prämolaren randomisiert auf sechs verschiedene Gruppen aufgeteilt, 25 Zähne pro Gruppe. Zum Einsatz kamen kieferorthopädische Metallbrackets (APC™ II, Victory Twins 22 UNIV). Zur Simulation der Speichelkontamination wurde in 3 Gruppen ein Speichelersatz (Ptyalin) auf die konditionierte Schmelzfläche appliziert. Nach der Kontamination der Schmelzoberfläche wurde die Oberfläche 5 Sekunden lang luftgetrocknet und der Klebeprozess wurde fortgesetzt.

Die mit Brackets versehenen Zähne wurden 30 Tage lang in destilliertem Wasser bei 37 °C gelagert und vor dem Debracketing mit einer Universal-Prüfmaschine 24 Stunden lang in einem thermischen Wechselbad behandelt. Während des Scher-Abschäl-Versuches wurde die Kraft zum Zeitpunkt des Bracketabrisses aufgezeichnet.

Die Lokalisation der Adhäsivreste wurde unter mikroskopischer Vergrößerung nach dem Adhesive Remnant Index (ARI) beurteilt.

Für alle Primer wurden in dieser Untersuchung akzeptable Haftwerte ermittelt. Die Kontamination mit künstlichem Speichel führte bei Verwendung der klassischen Säure-Ätz-Technik zu einer signifikanten Abnahme der Haftkraft ( $t = 0.0001$ ). Die selbstätzenden Primer waren weniger anfällig gegenüber der Kontamination mit künstlichem Speichel. Allerdings gab es nach Speichelkontamination keinen signifikanten Unterschied der Haftwerte nach Verwendung der selbstätzenden Primer im Vergleich zur klassischen Säure-Ätz-Technik.

Bei der Beurteilung der ARI-Werte wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden ( $p > 0,05$ ).

## 9 Literaturverzeichnis

- (1) AJLOUNI, R.; BISHARA, S. E.; OONSOMBAT, C.; DENEHY, G. E.  
„Evaluation of modifying the bonding protocol of a new acid-etch primer on the shear bond strength of orthodontic brackets“  
Angle Orthod 2004 74: 410-413
- (2) ARICI, S.; CANIKLIOGLU, C. M.; ARICI, N.; OZER, M.; OGUZ, B.  
„Adhesive thickness effects on the bond strength of a light-cured resin-modified glass ionomer cement“  
Angle Orthod 2005 75: 254-259
- (3) ARNOLD, R. W.; COMBE, E. C.; WARFORD J. H.  
„Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002 122: 274-276
- (4) BARKMEIER, W. W.; LOS, S. A.; TRIOLO, P. T. JR.  
„Bond strengths and SEM evaluate of Clearfil Liner Bond 2“  
Am J Dent 1995 8: 289-293
- (5) BISHARA, S. E.; AJLOUNI, R.; LAFFOON, J. F.  
„Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003 123: 21-24
- (6) BISHARA, S. E.; ALOUNI, R.; LAFFOON, J. F.; WARREN, J. J.  
„Effect of a fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets“  
Angle Orthod 2002 72: 199-202
- (7) BISHARA, S. E.; GORDAN V. V.; VONWALD L.; JAKOBSEN, J. R.  
„Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1999 115: 24-28
- (8) BISHARA, S. E.; GORDAN V. V.; VONWALD L.; OLSON M. E.  
„Effect of an acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998 114: 243-247

- (9) BISHARA, S. E.; OLSEN, M.; DAMON, P.; JAKOBSEN, J. R.  
„Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998 114: 80-87
- (10) BISHARA, S. E.; OONSOMBAT C.; ALOUNI, R.; LAFFOON, J. F.  
„Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004 125: 348-350
- (11) BISHARA, S. E.; VONWALD, L.; LAFFOON, J. F.; WARREN, J. J.  
„Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001 119: 621-624
- (12) BISHARA, S.E.; LAFFOON, J. F.; VONWALD, L.; WARREN, J.  
„Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002 121: 297-300
- (13) BRANTLEY, W. A.; ELIADES, T.  
„Orthodontic Materials - Scientific and clinical aspects”  
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2001, S. 107-120
- (14) BRITTON, J.C.; MC INNES, P.; WEINBERG, R.; LEDOUX, W. R.; RETIEF, D.H.  
„Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990 98: 348-353
- (15) BROWN, C. R.; WAY, D. C.  
„Enamel loss during orthodontic bonding and subsequent loss during removal of filled and unfilled adhesives”  
Am J Orthod 1978 74: 663-71
- (16) BUONOCORE, M. G.  
„A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces”  
J Dent Res. 1955 Dec; 34(6): 849-53
- (17) BUONOCORE, M. G.  
„Retrospections on bonding“  
Dent Clin North Am 1981 25: 241-255

- (18) CACCIAFESTA, V.; SFONDRINI, M. F.; BALUGA, L.; SCRIBANTE, A.; KLERSY, C.  
„Use of a self-etching primer in combination with a resin modified glass ionomer: effect of water and saliva contamination on shear bond strength”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003 124: 420-426
- (19) CACCIAFESTA, V.; SFONDRINI, M. F.; DE ANGELIS, M.; SCRIBANTE, A.; KLERSY, C.  
„Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003 123: 633-640
- (20) CACCIAFESTA, V.; SFONDRINI, M. F.; DE ANGELIS, M.; SCRIBANTE, A.; KLERSY, C.  
„Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with a self-etching primer combined with a resin-modified glassionomer”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004 126: 703-708
- (21) CAMPBELL, P. M.  
„Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding“  
Angle Orthod 1995 65: 103-110
- (22) CASTAGNOLA, L.; WIRZ, J.; GARBEROGLIO, R..  
„Die Schmelzätzung für die konservierende Zahnbehandlung“  
Schweiz Mschr Zahnheilk 1975 85: 975-1011
- (23) CINADER, D.  
„Chemical processes and performance comparisons of Transbond Plus self etching primer”  
Orthod Perspect 2001 8: 5-6
- (24) DIEDRICH, P.  
„Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope“  
Am J Orthod 1981 79: 500-522

- (25) DIEDRICH, P.  
„Klinische Bruchhäufigkeit, Plaquebildung und Schmelzläsionen bei der Bracketadhäsivtechnik“  
Fortschritte der Kieferorthopädie 1981 42: 195-208
- (26) DORMINEY, J. C.; DUNN, W. J.; TALOUMIS, L. J.  
„Shear bond strength of brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003 124: 410-413
- (27) ELIADES, T.; BRANTLEY, W. A.  
„The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols“  
Eur J Orthod 2000 22(1): 13-23.
- (28) ELIADES, T.; KAKABOURA, A.; ELIADES, G.; BRADLEY, T. G.  
„Comparison of enamel colour changes associated with orthodontic bonding using two different adhesives”  
Eur J Orthod 2001 23: 85-90
- (29) ELIADES, T.; KATSAVRIAS, E.; ZINELIS, S.; ELIADES, G.  
„Effect of loading rate on bond strength“  
J Orofac Orthop 2004 65: 336-342
- (30) EWOLDSEN, N.; BEATTY, M. W.; ERICKSON, L.; FEELY, D.  
„Effects of enamel conditioning on bond strength with a restorative light-cured glass ionomer“  
J Clin Orthod 1995 29: 621-624
- (31) FAUCHARD, P.  
„Le Chirurgien Dentiste ou Traité des dents“ Teil 1 und 2  
Pierre Jean Mariette, Paris 1728
- (32) FERREIRA, A.  
„An investigation of the relationship between in vivo and in vitro data when evaluating orthodontic bonding systems“ [thesis]  
Birmingham, Ala: Department of Orthodontics, University of Alabama 1997

- (33) FISCHER-BRANDIES, H.; MONSEES, M.  
„Schmelzschäden bei Mehrfachbonding in der Bracketadhäsivtechnik“  
Fortschr. Kieferorthop. 1993 54: 143-147
- (34) FITZPATRICK, D. A.; WAY, D. C.  
„The effects of wear, acid etchings, and bond removal on human enamel”  
Am J Orthod 1977 72: 671-681
- (35) FOX, N. A.; MCCABE, J. F.; BUCKLEY, J. G.  
„A critique of bond strength testing in orthodontics”  
Br J Orthod 1994 21: 33-43
- (36) FRITZ, U. B.; DIEDRICH, P.; FINGER, W. J.  
„Selbstkonditionierende Primer – eine Alternative zur herkömmlichen Bracket-  
adhäsivtechnik?“  
J Orofac Orthop/Fortschritte der Kieferorthopädie 2001 62: 238-245
- (37) GORDAN, V. V.; VARGAS, M. A.; COBB, D. S.; DENEHY, G. E.  
„Evaluation of acidic primers in microleakage of class 5 composite resin restorations“  
Oper dent 1998 23: 244-249
- (38) GORELICK, L.  
„Bonding metal brackets with a self-polymerizing sealentcomposite: a 12 month assessment”  
Am J Orthodont 1977 71: 542-53
- (39) GRÖTZ, K. A.  
„Die trockene Mundhöhle: Ätiologie, Klinik, Diagnostik, Therapie“  
Zahnärztliche Mitteilungen 2002 22: 46
- (40) GRUBISA, H. S.; HEO G.; RABOUD D.; GLOVER, K. E.; MAJOR, P. W.  
„An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-  
etching primer”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004 126: 213-219
- (41) GWINNETT, A. J.  
„Structure and composition of enamel”  
Oper Dent 1992 5: 10-17

- (42) GWINNETT, A. J.; GORELICK, L.  
„Microscopic evaluation of enamel after debonding: clinical application”  
Am J Orthodont 1977 71: 651-665
- (43) HANNIG, M.; BOCK, H.; BOTT, B.; HOTH-HANNIG, W.  
„Inter-crystallite nanoretention of self-etching adhesives systems to enamel imaged by TFM“  
Eur J Oral Sci 2002 110: 464-470
- (44) HARRARI, D.; AUNNI, E.; GILLIS, I.; REDLICH, M.  
„A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: an in vitro bond-strength study”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2000 118: 307-310
- (45) HAYAKAWA, T.; KIKUTAKE, K.; NEMOTO, K.  
„Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel”  
Dent Mater. 1998 14: 99-105
- (46) HELLWIG, E.; KLIMEK, J.; ATTIN, T.  
„Einführung in die Zahnerhaltung“  
Urban und Fischer, München - Jena: 1995 S. 12-30, 141
- (47) HOSEIN, I.; SHERRIFF, M.; IRELAND, A. J.  
„Enamel loss during bonding, debonding and cleanup with use of a self-etching primer“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004 126: 717-724
- (48) INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION  
Office, Geneva 2001 ISO/DTS 11405 Iso copyright
- (49) IRELAND, A. J.; KNIGHT, H.; SHERRIFF, M.  
„An in vivo investigation into bond failure rates with a new self-etching primer system”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003 Sep; 124(3): 323-6
- (50) JOSEPH, V. P.; ROSSOUW, E.  
„The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins”  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1990 97: 121-125

- (51) KATONA, T. R.  
„A comparison of stresses developed in tension, shear peel and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997 112: 244-251
- (52) KIMURA, T.; DUNN, W. J.; TALOUMIS, L. J.  
„Effect of fluoride varnish on the in vitro bond strength of orthodontic brackets using a self-etching primer system”  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004 125: 351-356
- (53) KRAMER, I. R. H.; MCLEAN, J. W.  
„Alterations in staining reactions of dentin resulting from constituent of a new self-polymerizing dentin”  
Br Dent J 1952 92: 150-153
- (54) KRELL, K. V.; COUREY, J. M.; BISHARA, S. E.  
„Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993 103: 258-266
- (55) LEHMANN, R.; DAVIDSON, C. L.  
„Loss of surface enamel after acid etching and its relation to fluoride content”  
Am J Orthodont 1981 80: 73-82
- (56) LIPPITZ, S. J.; STALEY, R. N.; JAKOBSEN, J. R.  
„In vitro study of 24-hour and 30-day shear bond strengths of three resin-glass ionomer cements used to bond orthodontic brackets“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998 113: 620-24
- (57) MILLER, R. A.  
„Laboratory and clinical evaluation of a self-etching primer“  
J Clin Orthod 2001 35: 42-45
- (58) MIZRAHI, E.  
„Success and failure of banding and bonding. A clinical study“  
Angle Orthod 1982 52: 113-17

- (59) NAKAMICHI, I.; IWAKU, M.; FUSAYAMA, T.  
„Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test“  
J Dent Res 1983 62: 1076-1081
- (60) NEWMAN, G. V.  
„A post-treatment survey of direct bonding of metal brackets“  
Am J Orthod 1978 74: 197–206
- (61) NEWMAN, G. V.  
„Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report“  
Am J Orthod 1965 51: 901, 902
- (62) O'BRIEN, K. D.; WATTS, D. C.; READ, M. J. F.  
„Residual debris and bond strength – is there a relationship?“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988 94: 222-230
- (63) OESTERLE, L. J.; SHELLHART, W. C.; BELANGER, G. K.  
„The use of bovine enamel in bonding studies“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998 Nov; 114(5): 514-519
- (64) OLIVER, R. G.  
„The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988 93: 196-200
- (65) PERDIGAO, J.; LOPES, L.; LAMBRECHTS, P.; LEITAO, J.; VAN MEERBEEK, B.;  
VANHERLE, G.  
„Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology“  
Am J Dent. 1997 10: 141-146
- (66) PICKETT, K. L.; SADOWSKY, P. L.; JACOBSON, A.; LACEFIELD, W.  
„Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results“  
Angle Orthod 2001 71 (2): 141-8
- (67) PUS, M. D.; WAY, D. C.  
„Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques“  
Am J Orthod 1980 77: 269-283

- (68) RAJAGOPAL, R.; PADMANABHAN, S.; GNANAMANI, J.  
„A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro”  
Angle Orthod 2004 74: 264-268
- (69) REDD, T. B.; SHIVAPUJA, P. K.  
„Debonding ceramic brackets: effects on enamel“  
J Clin Orthod 1991 25: 475-481
- (70) RETIEF, D. H.; DREYER, C. J.; GAVRON, G.  
„The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive“  
Am J Orthod 1970 1: 21-40
- (71) REYNOLDS, J. R.  
„A review of direct orthodontic bonding“  
Br J Orthod 1979 2: 171-178
- (72) RIX, D.; FOLEY, T. F.; MAMANDRAS, A.  
„Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC and glass-filled GIC“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001 119: 36-42
- (73) RIX, D.; FOLEY, T. F.; BANTING, D.; MAMANDRAS, A.  
„A comparison of fluoride release by resin-modified GIC and polyacid-modified composite resin”  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2001 120: 398-405
- (74) SCHANEVELDT, S.; FOLEY, T. F.  
„Bond strength comparison of moisture-insensitive primers“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002 122: 267-273
- (75) SCHIFFER, A.; JOST-BRINKMANN, P. G.; MIETHKE, R. R.  
„The tensile strength of bracket adhesives depending on the adhesive layer thickness--an in-vitro study“  
Fortschr Kieferorthop 1992 53: 297-303

- (76) SCHMIDT, H.  
„Biochemie für Stomatologen“  
Johann Ambrosius Barth, Leipzig 1982, S. 353
- (77) SCHROEDER, H.  
„Orale Strukturbiologie“  
Thieme, Stuttgart 1992, S. 37-84
- (78) SCHUMACHER, G.-H.  
„Anatomie für Stomatologen“ 1. Teil  
Johann Ambrosius Barth, Leipzig 1984, S. 206-220
- (79) SINHA, P. K.; NANDA, R. S.  
„Bond strength and remnant adhesive resin on debonding for orthodontic bonding techniques“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1995 108: 302-307
- (80) SIRIRUNGGROJYING, S.; SAITO, K.; HAYAKAWA, T.; KASAI, K.  
„Efficacy of using self-etching primer with a 4-META/MMA-TBB resin cement in bonding orthodontic brackets to human enamel and effect of saliva contamination on shear bond strength“  
Angle Orthod 2004 74: 251-258
- (81) TRIMPENEERS, L. M.; DERMAUT, L. R.  
„A clinical trial comparing the failure rates of two orthodontic bonding systems“  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1996 110: 547-50
- (82) TRITES, B.; FOLEY, T. F.; BANTING, D.  
„Bond strength comparison of 2 self-etching-primers over a 3-month storage period“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004 126: 709-716
- (83) TYLER, J. E.  
„A scanning electron microscope study of factors influencing etch patterns of human enamel“  
Arch Oral Biol 1976 21: 765-769

- (84) VELO, S.; CARANO, A.  
„Self-etching vs. traditional bonding systems in orthodontics: an in vitro study  
Orthod Craniofac Res 2002 5: 166-169
- (85) WEBSTER, M. J.; NANDA, R. S.; DUNCANSON, M. G. jr; KHAJOTIA, S. S.;  
SINHA, P. K.  
„The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001 119: 54-58
- (86) WILLEMS, G.; CARELS, C. E.; VERBEKE, G.  
„In vitro peel/shear bond strength of orthodontic adhesives“  
J Dent 1997 25: 263-270
- (87) YAMADA, R.; HAYAKAWA, T.; KASAI, K.  
„Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets“  
Angle Orthod 2002 72: 558-564
- (88) ZACHRISSON, B. J.  
„A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics“  
Am J Orthod 1977 71: 173-189
- (89) ZACHRISSON, B. U.  
„Cause and prevention of injuries to teeth and supporting structures during orthodontic  
treatment“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 1976 69: 285-300
- (90) ZACHRISSON, B. U.; ARTHUN, J.  
„Enamel surface appearance after various debonding techniques“  
Am J Orthod 1979 75: 121-127
- (91) ZIPIPERI, I. L.; CHUNG, C. H.; MANTE, F. K.  
„Effect of saliva on shear bond strength of an orthodontic adhesive used with moisture-  
insensitive and self-etching primers“  
Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003 124: 414-419

## 10 Abkürzungsverzeichnis

4-META - 4-Methacryloyloxyethyl-trimellitat-anhydrit

Abb. - Abbildung

ANOVA - Analysis of Variance

APC - Adhesive Precoated

ARI - Adhesive Remnant Index

ARI mod - Adhesive Remnant Index modifiziert

Bis-GMA – Bisphenol A-Glycidylmethacrylat

LED - Light Emitting Diode

Gew.-% - Gewichtsprozent

m - Weibull-Modulwert

MPa - Megapascal

MW - Mittelwert

SD – Standardabweichung

Tab. - Tabelle

TEGDMA – Triethylenglycoldimethacrylat

UDMA – Urethan-Dimethacrylat

$\sigma_0$  - charakteristische Scher-Abschäl-Haftkraft

## 11 Danksagung

In erster Linie möchte ich mich bei meiner Familie bedanken, insbesondere bei meiner Frau, für ihr Verständnis und ihre Geduld, sowie bei meinen Eltern, welche nicht nur den Grundstein für meine persönliche Entwicklung legten, sondern mich auch stets mit großem Aufwand unterstützt haben.

Dann möchte ich mich bei Frau Prof. Dr. Ingrid Rudzki-Janson, Direktorin der Poliklinik für Kieferorthopädie der Ludwig-Maximilians-Universität München, für die freundliche Überlassung des Dissertationsthemas und ihre stets erfrischenden Ratschläge bedanken.

Bei Herrn Prof. Dr. Reinhard Hickel, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, möchte ich mich für die Bereitstellung von für die Untersuchung benötigten Materialien und Geräten bedanken.

Ein besonders herzlicher Dank geht an Frau Dr. Ekaterini Paschos, welche nicht nur durch ihre Kompetenz, sondern auch durch ihre Beharrlichkeit und endlose Geduld eine sehr große Hilfe bei dieser Arbeit war.

Abschließend möchte ich mich bei Herrn Dr. Claus Durlak bedanken, der mich in die Welt der Kieferorthopädie eingeführt hat und mir auch heute noch jederzeit mit Rat und Tat zur Seite steht.

## 12 Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name	Jean-Oliver Westphal
Geburtsdatum	5. Mai 1966
Geburtsort	Greifswald
Eltern	Maria Westphal, Sozialarbeiterin Karl-Heinz Westphal, Lehrer
Geschwister	Susan Westphal, Psychologin
Ehefrau	Julia Westphal, Historikerin
Familienstand	verheiratet
Staatsangehörigkeit	deutsch

### Schulbildung

1972-1980	Polytechnische Oberschule „Ernst-Moritz Arndt“ Greifswald / Mecklenburg-Vorpommern
1980-1984	Erweiterte Oberschule „Friedrich-Ludwig Jahn“ Greifswald / Mecklenburg-Vorpommern
1984	Abitur

### Wehrdienst

1984-1988

### Universitätsausbildung

1988-1993	Studium der Zahnmedizin an der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald / Mecklenburg-Vorpommern
1993	Staatsexamen, Approbation als Zahnarzt
1992-1994	Studium der Rechtswissenschaft an der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald / Mecklenburg-Vorpommern

## Beruf

1994-1995	Vorbereitungsassistent in zahnärztlicher Praxis Hamm / Westfalen
1994-1995	Fachlehrer für Zahnheilkunde Berufsschule Hamm/Westfalen
1996-1998	Vorbereitungsassistent in kieferorthopädischer Praxis Bayreuth / Bayern
1998-2000	Weiterbildungsassistent in kieferorthopädischer Praxis Bayreuth / Bayern
2000-2001	Weiterbildungsassistent in der Poliklinik für Kieferorthopädie der Ludwig-Maximilians-Universität München / Bayern
2002	Facharztprüfung, Facharzt für Kieferorthopädie
seit 2002	Niedergelassener Kieferorthopäde in kieferorthopädischer Gemeinschaftspraxis Bayreuth / Bayern
seit 2003	Referent an der Europäischen Akademie für zahnärztliche Fort- und Weiterbildung der BLZK München / Bayern