

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Ludwig – Maximilians - Universität München

Direktorin: Prof. Dr. I. Rudzki - Janson

**Scher-Abschäl-Festigkeit von Brackets an der Schmelzoberfläche –
experimentelle Testung von Pro Seal™**

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

vorgelegt von
Senka Okuka
aus
Sarajevo

2006

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Ludwig – Maximilians - Universität München

Direktorin: Prof. Dr. I. Rudzki - Janson

**Scher-Abschäl-Festigkeit von Brackets an der Schmelzoberfläche –
experimentelle Testung von Pro Seal™**

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

vorgelegt von
Senka Okuka
aus
Sarajevo

2006

Mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. I. Rudzki-Janson
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. K. H. Kunzelmann
Mitbetreuung durch den promovierte Mitarbeiter:	Dr. E. Paschos
Dekan:	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündl. Prüfung:	03.04.2006

In Dankbarkeit
meinen lieben Eltern gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

1.	Einleitung	1
2.	Literaturübersicht	3
2.1.	Historie	3
2.2.	Entwicklung der Bracketadhäsiv ² technik	3
2.2.1.	Vorteile der Bracketadhäsiv ² technik	4
2.2.2.	Nachteile der Bracketadhäsiv ² technik	5
2.3.	Nomenklatur	6
2.4.	Möglichkeiten der Schmelzkonditionierung	7
2.4.1.	Konventionelle Säure-Ätz-Technik	7
2.4.2.	Dentinhaftvermittler (Dentinkonditionierung)	8
2.5.	Wirkungsweise Selbst-Ätzender Primer ^{1,2}	10
2.5.1.	Vorteile Selbst-Ätzender Primer ^{1,2}	11
2.5.2.	Nachteile Selbst-Ätzender Primer ^{1,2}	12
2.6.	Geschichte der Befestigungsmaterialien	14
2.6.1.	Entwicklung der Komposite	14
2.6.2.	Entwicklung der Glasionomerezemente	16
2.6.3.	Entwicklung der Kompomere	17
2.7.	Materialien in der Bracketadhäsiv ² technik	17
2.8.	Polymerisationsarten	19
2.9.	Maßnahmen gegen Dekalzifikation	20
2.10.	Notwendigkeit und Vorhärten des Primer ²	24
2.11.	Notwendigkeit eines Versieglers ²	26
2.12.	Einführung von Pro Seal™	27
2.13.	Thermocycling	30
2.14.	Scher-Abschäl-Festigkeit	30
2.15.	Schmelzausrisse	34
2.16.	Adhesive Remnant Index (ARI)	36

3.	Fragestellung	39
4.	Material und Methode	40
4.1.	Auswahl und Vorbereitung der Zähne	40
4.2.	Auswahl der Brackets	40
4.3.	Vorbehandlung der Schmelzoberfläche	41
4.4.	Verwendeter Versiegler ²	44
4.5.	Übersicht über verwendete Adhäsive ²	44
4.6.	Ankleben der Brackets	46
4.7.	Lichtpolymerisation	46
4.8.	Versuchsdurchführung	47
4.9.	Vorbehandlung der Versuchsproben	48
4.10.	Untersuchung der Scher-Abschäl-Festigkeit	49
4.11.	Bestimmung des ARI	50
4.12.	Statistische Auswertung	51
5.	Ergebnisse	52
5.1.	Erläuterung der statistischen Parameter	52
5.2.	Erläuterung der statistischen Tests	52
5.3.	Ergebnisse der Versuchsreihen	53
5.4.	Vergleichende Auswertung aller Resultate der Versuchsgruppen	58
5.5.	Ergebnisse des Adhesive Remnant Index	70
6.	Diskussion	72
6.1.	Material und Methode	72
6.2.	Ergebnisse	78
6.2.1.	<i>Scher-Abschäl-Festigkeit</i>	78
6.2.2.	<i>ARI und ARI mod</i>	81
6.3.	Schlussfolgerung	83

7.	Zusammenfassung	84
8.	Verzeichnis der Abkürzungen	86
9.	Literaturverzeichnis	87
10.	Danksagung	100
11.	Lebenslauf	101

1. EINLEITUNG

Die in der Kieferorthopädie notwendige Zahnbewegung zur Korrektur der Zahnfehlstellungen wurde durch die Applikation von Befestigungselementen an den Zähnen erleichtert. Diesbezüglich wurden früher Bänder an den Zähnen angepasst, auf welchen ein Bracket aufgelötet war. Da das Anpassen dieser Bänder sich als sehr zeitintensiv gestaltete, machte sich die Kieferorthopädie der immer besser werdenden Adhäsivtechnik zu nütze und so wurden die Bänder fast vollständig durch Brackets ersetzt. Der damit erlangte zeitliche Vorteil sowie auch andere positive Aspekte wurden allerdings durch einige Nachteile überschattet.

Eine der schwerwiegendsten Nebenwirkung der Bracketadhäsivtechnik, kann die Demineralisation des Schmelzes um die Bracketbasis sein [70,116,117].

In der kieferorthopädischen Multibandbehandlung kann bei schlechter Mundhygiene und mäßiger Mitarbeit eine erhöhte Plaqueakkumulation um die Bracketbasis gefunden werden [44], woraus innerhalb weniger Wochen eine Demineralisation zu entstehen vermag [115]. Diese Art von Demineralisation resultiert meist innerhalb der Zeit der bevorzugten Behandlungsintervalle [71,116]. Um solche unerwünschten Vorkommnisse zu vermeiden wird zusätzlich zur gründlichen Mundhygiene, zur Verwendung von fluoridierenden Mundspüllösungen geraten, welche positive Ergebnisse in der Prävention von Entkalkungen zeigten [10,65,66]. Die am effektivsten unterstützende Maßnahme scheint eine tägliche Spülung mit Natriumfluorid zu sein [10,11], eine richtige Anwendung seitens des Patienten vorausgesetzt [66].

Aus diesem Grund ist es sinnvoller, sich an präventiven Maßnahmen zu orientieren, die nicht die Mitarbeit des Patienten benötigen. Die professionelle Applikation von Fluorid-Lacken erreicht eine effektive Reduzierung der Entstehung von Demineralisationen um das Bracket [41,119,120,138,150]. Da es hierbei nur zu einer kurzzeitigen Freisetzung konzentrierter Fluoridionenzufuhr kommt, hat sich diese Methode für eine längerfristige Kariesprävention, insbesondere die Remineralisation von schon vorhandenen kariösen Läsionen, auch "white spots" genannt, nicht bewährt [71,114]. Im Gegensatz dazu kann, laut Untersuchungen, eine kontinuierliche niedrig dosierte Fluoridionenzufuhr einen höheren kariostatischen Effekt erreichen [27,39].

Um diese Erkenntnis zu nutzen wurden Materialien der adhäsiven Bracketbefestigung mit Fluoridionen versetzt und führten so lokal zu einem höheren Schmelzschutz [9,47,71,157].

Ein relativ neu auf dem Markt erschienenenes Produkt, ein sogenannter fluoridfreisetztender, lichthärtender, fluoreszierender, gefüllter Versiegler (Pro Seal™, Reliance Orthodontic Products, Itasca, USA) hat sehr hohes Interesse bei den Kieferorthopäden geweckt. Den hohen Anklang verdankt das Produkt nicht nur seiner kariespräventiven Wirkung, sondern auch seiner universellen Anwendung, da die Kombination mit jeglichem Befestigungsmaterial möglich sei. Weiterhin könne Pro Seal™, chemisch härtende Adhäsive ausgenommen, sogar den Haftvermittler ersetzen. In der Literatur sind einige Untersuchungen zu der Scher-Abschäl-Festigkeit vorhanden, allerdings fehlen bislang Untersuchungen zum Einfluss dieses Versieglers auf die Scher-Abschäl-Festigkeit von konventionell und mit selbstkonditionierenden Primern konditionierten Zähnen, sowie der Einfluss von ProSeal™ auf die vom Hersteller empfohlenen Haftvermittler.

Um den zusätzlichen Vorteil der Fluoridabgabe als Nutzen verzeichnen zu können, muss dieses Material eine ausreichende Scher-Abschäl-Festigkeit aufweisen, um somit andere Produkte ergänzen bzw. ersetzen zu können.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es demnach festzustellen, ob Unterschiede in der Scher-Abschäl-Festigkeit von konventionell und mit selbstkonditionierenden Primer konditionierten Zähnen bei zusätzlicher Verwendung von Pro Seal™ vorhanden sind. Des Weiteren galt es zu klären, ob Pro Seal™ die von den Herstellern empfohlenen Haftvermittler ergänzen bzw. ersetzen kann.

2. LITERATURÜBERSICHT

2.1. Historie

Schon im Jahre 400 v. Chr. erwähnte Hippokrates als erster Zahnunregelmäßigkeiten, doch war es Pierre Fauchard, der 1728 im "Le Chirurgien Dentiste" beschreibt, wie Zahnfehlstellung durch das Bewegen einzelner Zähne korrigiert werden können und der so die Aufmerksamkeit auf eine neue Disziplin, die der Kieferorthopädie, lenkte. Der größte Verdienst in der Geschichte der Orthodontie muss Edward Angle zugesprochen werden, der 1887 in den "Notes on Orthodontia" die erste Klassifikation der Bissanomalien veröffentlichte und eine Reihe von Therapieregeln aufstellte. 1913 war auch er derjenige, der in seinem "ribbon arch system" erstmals Brackets zur Führung der Bögen verwendete und 1926 die "Edgewise Technik" entwickelte, welche erst 1970 durch die Straight-Wire-Apparatur von ANDREWS und ROTH abgelöst wurde. Dennoch dauerte es in Deutschland noch bis zum Jahre 1955, bis die Kieferorthopädie als eigenständiges Fach anerkannt wurde und den Einzug als Prüfungs- und Pflichtfach in die deutschen Universitäten hielt. Heute wird die Kieferorthopädie definiert als der Fachbereich der Zahnheilkunde, der die Lehre von Früherkennung, Verhütung und Behandlung von Zahn- und Gebissfehlstellungen vermittelt.

2.2. Entwicklung der Bracketadhäsiv²technik

MAGILL hat 1868 als erster orthodontische Bänder auf unvorbehandelte Zähne zementiert. Es dauerte immerhin noch fast 100 Jahre, bis orthodontische Bänder Konkurrenz durch die Adhäsiv²technik bekamen. Als erster wagte es NEWMAN 1965 Plastikbrackets aus Polymethacrylat auf den säurebehandelten Schmelz zu kleben, doch waren die Ergebnisse unbefriedigend. Mit der Weiterentwicklung der Säure-Ätz-Technik und der verschiedenen Möglichkeiten der Schmelzvorbereitung, sowie der weitreichenden Forschungserfolge in Adhäsiv²systemen und Brackettypen, etablierte sich die Bracketadhäsiv²technik später zum Standardverfahren. Bereits 1979 stellte GORELIK in einer Umfrage bei 7000 Kieferorthopäden aus Amerika fest,

dass 93% der Behandler die Bracketadhäsiv²technik in ihrer Praxis fest eingeführt hatten.

Durch die Entwicklung von Bracketsystemen aus neueren Metalllegierungen, Gold, Kunststoff oder Keramik und die immer besser werdenden Möglichkeiten der Schmelzkonditionierung, ist die Bracketadhäsiv²technik heute aus den kieferorthopädischen Praxen nicht mehr weg zu denken.

2.2.1. Vorteile der Bracketadhäsiv²technik

Die direkte Bracketfixation ergibt, verglichen mit der Bebänderungstechnik, sowohl für den Behandler als auch für den Patienten viele Vorteile (DIEDRICH 1988):

1. Ergonomische Gesichtspunkte

Da Brackets wesentlich praktischer und schneller anzubringen sind als Bänder, ergeben sich erhebliche ergonomische Vorteile für den Kieferorthopäden. Da das Ankleben mit der Bracketadhäsiv²technik auch das Separieren der Zähne überflüssig macht, gewinnt der Behandler eine Zeitersparnis am Stuhl und für den Patienten fällt das unangenehme Separieren weg. Am Ende der Behandlung entfällt die Beseitigung der interdentalen Restlücken, wie sie etwa bei der Bebänderungstechnik entstehen, und das Anbringen von Positionern für die Feineinstellung gegen Behandlungsende wird ebenfalls erleichtert.

2. Verbesserte Karies- und Gingivitisprophylaxe

Die kariesanfälligen Approximalräume werden bei der Bracketadhäsiv²technik ausgespart und sind so der Patientenprophylaxe und der klinisch-radiologischen Kariesdiagnostik durch den Zahnarzt besser zugänglich. Auch Schmelzentkalkungen unter Bändern, hervorgerufen durch teilweise ausgewaschenen Befestigungszement, wird dadurch entgegen gewirkt, dass sich die Brackets meist vollständig lösen, wenn der Verbund zum Schmelz stark nachlässt. Gingivale Irritationen, hervorgerufen durch sub- oder isogingival liegende Bänder, werden durch die supragingivale Lage der Brackets bei der Bracketadhäsiv²technik verhindert [64,106,131]. Insgesamt

ist eine viel bessere Karies- und Gingivitisprophylaxe durch eine minimierte Auflagefläche möglich.

3. *Erweiterte Behandlungsmöglichkeiten*

Auch Zähne, die für die Befähigungstechnik problematisch waren, wie Zapfenzähne, nicht vollständig durchgebrochene Zähne oder Zähne mit kurzer klinischer Krone, lassen sich schnell und einfach mit der Bracketadhäsiv²technik versorgen. Kunststoff- oder Keramikverblendungen stellen mithilfe spezieller Haftvermittler ebenfalls kein Problem dar und müssen nach Behandlungsende nicht erneuert werden. Eine exaktere Frontzahnausrichtung durch fehlende Bandabdeckung der Palatinalflächen ist ebenfalls leichter möglich.

4. *Ästhetische Gesichtspunkte*

Durch die viel geringere Auflagerungsfläche der Bracketadhäsiv²technik gegenüber der Befähigungstechnik ist die Ästhetik erheblich verbessert worden.

2.2.2. Nachteile der Bracketadhäsiv²technik

Die Bracketadhäsiv²technik bringt auch einige Nachteile mit sich:

1. *Schwächerer Verbund zur Schmelzoberfläche bzw. Schmelzläsionen*

Die Bracketadhäsiv²technik weist im Molaren- und Prämolarenbereich eine bis 5% höhere Bracketverlustrate verglichen mit der Befähigungstechnik auf [68]. Durch die erschwerte Einsicht im Seitenzahnbereich erweist sich die exakte Ausrichtung der Brackets in axialer und vertikaler Richtung zum Teil als schwierig. Durch den innigen Verbund des Bracketadhäsives² mit der Schmelzoberfläche im Frontzahnbereich können hingegen bei der Bracketadhäsiv²technik Schmelzausrisse oder sogar breitflächige Schmelzläsionen auftreten, verursacht durch vorausgegangene tiefe Schmelzätzung [44].

2. Eingeschränkte Behandlungsmöglichkeit

Bei der Bracketadhäsiv²technik lassen sich die Brackets nicht auf Metallflächen, wie Amalgam oder Gold, fixieren.

3. Aufwendigere Entbänderung

Bei der Bracketadhäsiv²technik erweist sich die Entfernung der Brackets zeit- und arbeitsintensiver, da Adhäsiv²reste schwieriger zu entfernen sind als Zementreste und anschliessend noch eine intensivere Politur der Schmelzflächen erfolgen muss, um den angeätzten Bereich zu schützen.

4. Höhere Kariesanfälligkeit um die Bracketbasis

Durch Unter- bzw. Überschüsse beim Ankleben der Brackets können zusätzliche Retentionsstellen für Plaque entstehen, welche der täglichen Mundhygiene nicht zugänglich sind und so zur höheren Kariesanfälligkeit um die Bracketbasis führen. Die entstandenen "white spots" können zudem auch erst nach dem Debracketing erkannt und behandelt werden.

2.3. Nomenklatur

Unter der Vereinfachung und Weiterentwicklung von Materialien der restaurativen Zahnheilkunde für die Kieferorthopädie veränderte sich die Nomenklatur erheblich, was zu Verwechslung und Verwirrung führen kann. So werden z.B. in den Herstellerangaben und der Literatur fest definierte Begriffe der restaurativen Zahnheilkunde wie "Primer", "Bond", "Adhäsiv" oder "Versiegler" anderweitig verwendet. Da in der Bracketadhäsiv²technik nur die Schmelzhaftung von Interesse ist, wird allgemein immer von "Primern" (definitionsgemäß: Dentinhaftvermittler oder Dentinadhäsive) gesprochen, obwohl der Begriff "Bond" (definitionsgemäß: Schmelzhaftvermittler oder Schmelzadhäsiv) gemeint ist. Die Befestigungsmaterialien, egal ob es sich um Komposite, Kompomere oder Glasionomerzemente handelt, werden in der Kieferorthopädie als "Adhäsiv" bezeichnet, wobei es sich bei diesem Begriff um einen Haftvermittler handelt. Entsprechend verwirrend ist die Benutzung des Begriffes "Versiegler" in der Kieferorthopädie. Der Definition nach handelt es sich bei Versiegeln um

dünnfließende Komposite oder Kompomere bei der Fissurenversiegelung, in der Kieferorthopädie werden jedoch selbst Materialien, die von der Zusammensetzung her fluoridenthaltende Primer darstellen, als "Versiegler" bezeichnet. Diese vereinfachte Nomenklatur muss bei Studien mit kieferorthopädischen Materialien stets beachtet werden und wird zur besseren Übersicht den Fachrichtungen in den Klammern als (¹ = Def.: Kons) für die Zahnheilkunde und (² = Def.: KFO) für die Kieferorthopädie zugeordnet.

2.4. Möglichkeiten der Schmelzkonditionierung

Nach Verbesserung der physikalischen und chemischen Eigenschaften der Komposite und Kompomere, unter anderem durch Fülleroptimierung, Viskositätsveränderungen und Abstimmung der Monomergemische, war vor allem die Einführung und stetige Weiterentwicklung der Säure-Ätz-Technik eine wichtige Voraussetzung für den Erfolg der Bracketadhäsiv²technik. Die dafür nötige Schmelzkonditionierung lässt sich heute grob in die konventionelle Säure-Ätz-Technik und die Konditionierung mit Selbst-Ätzenden Primer^{1,2} einteilen.

2.4.1. Konventionelle Säure-Ätz-Technik

Der Grundstein der Säure-Ätz-Technik wurde 1955 von BUANOCORE gelegt, als dieser Schmelzoberflächen mit 85% Phosphorsäure für 30 sec ätzte und darauf eine Erhöhung der Verbundfestigkeit der Komposite feststellte. Zahlreiche Studien haben daraufhin bewiesen, dass die Verbundfestigkeit des geätzten Schmelzes zum Komposit bei circa 20-25 MPa liegt und so für den klinischen Einsatz geeignet ist [60]. Auch schwächere Säuren, wie z.B. Salicyl-, Polyacryl-, Benzoe-, Zitronen- oder Maleinsäuren zeigten geeigneten Einsatz zur Schmelzkonditionierung, doch eignete sich die Phosphorsäure am besten für einen dauerhaften Verbund zwischen Schmelz und Adhäsiv¹. Im Laufe der Jahre reduzierten sich die Empfehlungen zur Konzentration der Phosphorsäure und zur Einwirkzeit auf der Schmelzoberfläche, wobei eine 30 sekundige Ätzung mit 37% Phosphorsäure sich am geeignetsten herausstellte, da Konzentrationen unter 30 % zur Ablagerung von schwerlöslichem

Brushit führen und Konzentrationen über 40 % zur raschen Präzipitation von Kalziumphosphatverbindungen führen, welche eine Konditionierung behindern [79]. Da Adhäsiv¹materialien keine chemische Verbindung im Sinne ionischer oder kovalenter Bindungen mit den Zahnhartsubstanzen eingehen, muss der Zahnschmelz konditioniert werden, um einen dauerhaften Verbund zu erzielen. Bei der Schmelzätzung entsteht durch unterschiedliche Auflösung der Schmelzprismen bzw. der interprismatischen Substanz ein mikroretentives Relief, wobei eine 10 µm dicke Schmelzschicht irreversibel verloren geht und histologische Veränderungen bis 30-50 µm tief reichen. Diese Schmelzvorbereitung erzielt eine bessere Benetzbarkeit (um bis zu 400 %), Oberflächenvergrößerung und eine Erhöhung der Reaktionsfähigkeit der Schmelzstrukturen [78]. Nach Benetzung der konditionierten Schmelzoberfläche mit einem niedrig viskösen Kompositmaterial bzw. mit einem Schmelzhaftvermittler (Bonding¹) kommt es beim Aushärten zur mikromechanischen Haftung durch geometrische Effekte und zu einem Aufschumpfen des Adhäsives¹ auf die Schmelzzotten (rheologischer Effekt), wodurch ein dauerhafter Verbund entsteht.

2.4.2. Dentinhaftvermittler (Dentinkonditionierung)

Um die Entwicklung und den Nutzen von Selbst-Ätzenden Primer¹ zu verstehen, ist ein kleiner Exkurs zu den Generationen der Dentinhaftvermittler notwendig, obwohl die Dentinhaftung primär für die Bracketadhäsiv²technik von keiner Bedeutung ist.

Die Entwicklung von Dentinhaftvermittlern war zwingend erforderlich, um ein Haftvermittlersystem zu entwickeln, welches hydrophobe Kompositmaterialien an hydrophilem Dentin befestigen kann, um Randspalten mit Folgeerscheinungen der Sekundärkaries zu vermeiden.

Während bei der **1. Generation** der Dentinhaftvermittler die Schmierschicht (eine iatrogen produzierte Debris-Schicht aus pulverisierten Hydroxylapatit, Kollagenbestandteilen, Speichel, Bakterien und Schleifdebris, welche den Verbund zum Dentin verhindert) nur oberflächlich entfernt wurde, erfolgte zu Beginn der achtziger Jahre im Rahmen der **2. Generation** (z. B. ScotchbondTM DC und LC, BondliteTM) ein Ankoppeln an die Schmierschicht, doch war beides mit einer

Verbundfestigkeit von 0,7-10 MPa erfolglos. Die ersten beiden Generationen der Dentinhaftvermittler scheiterten völlig und wurden deshalb bald verbessert.

Die **3. Generation** (z.B. SyntacTM, Scotchbond 2TM, ART BondTM) der Dentinadhäsive¹ bestand aus einer selektiven Ätzung der Schmelzoberfläche, wobei ein milder selbstätzender Primer¹ (hydrophile Mono- und Dimethacrylate wie z.B. HEMA, HPMA, PEGDMA, BPDM) auf das Dentin appliziert wurde, da noch davon ausgegangen wurde, dass eine Ätzung des Dentins mit Phosphorsäure zu Pulpairritationen führen würde. Durch das Ätzen freigelegte Kollagen wird dabei vom Monomer des Primer¹ durchdrungen und anschließend noch mit einem Dentinadhäsiv¹ (amphiphile Mono- und Dimethacrylate wie z.B. 4-META, NPGGMA, PMMA mit zusätzlich Bis-GMA, TEGDMA bzw. UDMA) stabilisiert.

Bei der **4. Generation** (z.B. SyntacTM total etch, ScotchbondTM MP) wurden zum ersten Mal Schmelz und Dentin simultan geätzt, wobei die Einwirkzeit auf dem Schmelz mit 30 sec länger war als auf dem Dentin mit 15 sec, die sogenannte "Total-Etch-Technik". Die Schmierschicht wird hierbei völlig entfernt und das Kollagengerüst freigelegt, worauf ein hydrophiler Primer¹ auf das Dentin aufgetragen wird, während das hydrophobe Adhäsiv¹ sowohl auf Schmelz, als auch auf das Dentin appliziert wird. Trotz außerordentlicher Techniksensibilität wies die 4. Generation der Dentinhaftvermittler bisher die größten Haftwerte auf.

Die **5. Generation** (z.B. OptibondTM Solo, ExciteTM, Single BondTM) wiederum vereinfachte die Schritte nach dem Total-Etch und produzierte fortan Primer¹-Adhäsiv¹-Gemische in einer Flasche, so genannte "Einflaschenadhäsive¹" oder "selbstprimende Adhäsive¹". Das Primer¹-Adhäsiv¹-Gemisch wird dabei zweimal appliziert, wobei die erste Schicht eher als Primer¹ wirkt und der zweiten Schicht die Aufgabe des Adhäsives¹ zugeschrieben wird [78]. Die Anwendung wurde durch die 5. Generation vereinfacht, doch resultierten schlechtere Haftwerte als bei der 4. Generation.

Die **6. Generation** der Dentinhaftvermittler kann man in zwei verschiedene Ansätze untergliedern, Schmelz und Dentin müssen dabei nicht im Sinne einer Säureätzung konditioniert werden. **6a. Generation:** Bei dem ersten Ansatz wird auf die Schmelz- und die Dentinoberfläche ein **Selbst-Ätzender Primer^{1,2}** und anschließend ein gemeinsames Adhäsiv¹ aufgetragen (z.B. ClearfilTM SE, FluorobondTM, MacBondTM 2). Der zweite Ansatz besteht in der Verwendung so genannter **"All-in-one Adhäsive¹"** (z.B. Prompt-L-PopTM, One-up BondTM, Etch & PrimeTM 3.0), meist

Phosphorsäureester-Verbindungen, die in nur einem Schritt auf dem Zahn aufgetragen werden. Durch das Aufbringen dieses sauren Primer¹-Adhäsiv¹-Gemischs kommt es zur Konditionierung von Schmelz und Dentin, während eine zweite Schicht dieses Gemischs eine Stabilisierung der erzielten Hybridschicht, eine Bindung an den Zahnschmelz und eine Kompositbindung ermöglicht [78]. Da diese All-in-One Selbst-Ätzenden Primer^{1,2} in einer Flüssigkeit zu instabil sind, werden die verschiedenen Komponenten wie z.B. bei Prompt-L-PopTM in drei separaten Kammern gelagert, die dann kurz vor dem Applizieren erst durch nachfolgendes Herausdrücken zusammen gemischt werden, oder die unterschiedlichen Flüssigkeiten werden in zwei verschiedenen Fläschchen aufbewahrt und erst kurz vor dem Applizieren in gleicher Konzentration zusammengemischt, wie das z.B. bei First StepTM der Fall ist. Eine Weiterentwicklung der All-in-One Dentinhaftvermittler der 6. Generation stellt den Versuch einer besseren Lagerstabilität dar. Die **6b. Generation** besteht, wie z.B. das IDEAL 1[®] oder das I-BondTM, nur noch aus einem 1-Flaschen-Adhäsiv¹, welches keiner Mischung mehr bedarf und im Gegensatz zu den Vorgängern chemisch stabil ist.

2.5. Wirkungsweise Selbst-Ätzender Primer^{1,2}

Die Selbst-Ätzenden Primer^{1,2} der 6. Generation sind biokomponente hydrophile Adhäsive¹, welche meist hydrofluorische Komplexe, deionisiertes Wasser und den Stabilisator in einem Kompartiment und Orthophosphoestermethacrylate, Aktivatoren und Stabilisatoren in einem separaten Kompartiment enthalten. Phosphorsäureester besitzen die Eigenschaft, Schmelz und Dentin in gleicher Weise zu demineralisieren, wie es eine 30 – 50 % Phosphorsäure bei der Total-etch-Technik auch tun würde [24]. Wenn nun die gemischten Flüssigkeiten auf den Schmelz appliziert werden, neutralisiert sich der saure Primer¹, denn der pH-Wert des Primers¹ steigt durch die Pufferkapazität der Kalziumionen aus den Hydroxylapatitkristallen an. Das aktive Element sind hierbei die Phosphorsäure und die Methacrylatgruppe, die in ein Molekül, welches zugleich Ätzen und Primen¹ kann, kombiniert wurden. Die Phosphatgruppe löst hierbei das Kalzium aus dem Hydroxylapatit, bildet mit ihm ein Komplex an der Schmelzoberfläche und wird so in das Netz integriert wenn der Primer¹ polymerisiert, wobei der Primer¹ neutralisiert

wird. Das Einreiben des Bürstchens bewirkt, dass ständig frischer Primer¹ an die Oberfläche gelangt und in den Schmelz penetriert. Der Prozess des Ätzens wird gestoppt indem 1. das ätzende Monomer ähnlich der Phosphorsäure mit dem Kalzium an der Oberfläche einen Komplex bildet, 2. die Viskosität und dadurch die Konzentration der ätzenden Gruppen durch das Verblasen mit dem Luftbläser nachlassen und 3. das Eindringen des Primers¹ in die Schmelzprismen durch die Lichtpolymerisation gestoppt wird [38].

2.5.1. Vorteile Selbst-Ätzender Primer^{1,2}

Die 6. Generation der Dentinhaftvermittler wurde als Alternative zur Konditionierung mit Phosphorsäure entwickelt und die Hersteller versprachen dem Behandler mit Produkten wie Prompt-L-Pop™ (bzw. dem Nachfolger Transbond™ Plus), IDEAL 1® und First Step™ wesentliche Vorteile:

1. Verringerung der Sensibilität

Da bei der Verwendung Selbst-Ätzender Primer^{1,2} im Gegensatz zur Total-Etch-Technik der 4. und 5. Generation die Schmierschicht nicht entfernt, sondern aufgelöst wird, ist die postoperative Sensibilität, welche durch insuffiziente Adhäsiv¹infiltration der Dentintubuli verursacht werden kann, beträchtlich niedriger.

2. Geringere Techniksensibilität

Während die Total-Etch-Technik noch aus dem techniksensiblen Prinzip des 3-schrittigen Säure-Primer¹-Adhäsiv¹-Prinzips besteht, wobei sich der Behandler strengstens an die Herstellerangaben zu halten hatte, wird der Selbst-Ätzende Primer^{1,2} der 6. Generation in einem einzigen Schritt appliziert und reduziert so die Fehlerquellen.

3. Applikation auf feuchter Zahnoberfläche möglich

Da Wasser einen wichtigen Bestandteil der Selbst-Ätzenden Primer^{1,2} darstellt, besteht keine Notwendigkeit in einer absoluten Trocknung der Schmelzoberfläche wie bei der Total-Etch-Technik. Im Gegenteil, die

Schmelzoberfläche darf auch leicht feucht sein, so dass eine effiziente Schmelzkonditionierung auch in Fällen der unmöglichen Trockenlegung (z.B. Zähne im Durchbruch) oder schlechter Patientenmitarbeit (kleine Kinder, wenig Zeit) gegeben ist.

4. Vereinfachte Handhabung

Während die Total-Etch-Technik der 4. Generation noch aus drei Fläschchen besteht und eine Verwechslung manchmal nicht auszuschließen ist, ist eine Aktivierung der Kammern eines Selbst-Ätzenden Primers^{1,2} der 6. Generation, wie z.B. Prompt-L-Pop™ oder Transbond™ Plus, nur in eine Richtung möglich. Bei weiter entwickelten Selbst-Ätzenden Primer^{1,2}, wie z.B. First Step™, müssen nur noch zwei Flüssigkeiten miteinander vermischt werden, während bei 1-Flaschen-Adhäsiven der 6b. Generation wie IDEAL 1® jegliches Mischen entfällt und der Behandler mit nur noch einer Flüssigkeit auskommen muss.

5. Zeitersparnis

Die vereinfachte Handhabung der Selbst-Ätzenden Primer^{1,2} führt zu einer erheblichen Zeitersparnis, welche sowohl für den Behandler als auch für den Patienten vom Vorteil ist. Separates Ätzen und Abspülen der Säure bzw. Trocknen der Schmelzoberfläche sind nicht mehr nötig, womit auch das Risiko eines Kollagenkollapses entfällt.

6. Akzeptable Haftwerte

Da den Phosphorsäureesterverbindungen nachgesagt wird, dass sie nicht hydrolysestabil sind und so der Verbund zum Dentin möglicherweise nicht langfristig garantiert werden kann, erfolgten viele Studien zur Haftfestigkeit der Selbst-Ätzenden Primer^{1,2}, die dies widerlegten [4,154].

2.5.2. Nachteile Selbst-Ätzender Primer^{1,2}

Wie alle neuen Errungenschaften der Zahnmedizin bergen auch die Selbst-Ätzenden Primer^{1,2} der 6. und 7. Generation nicht nur Vorteile, sondern auch Nachteile in sich, die gegeneinander abgewogen werden müssen:

1. Techniksensibilität

Obwohl die Hersteller ihre Selbst-Ätzenden Primer^{1,2} rühmen, eine Vereinfachung der Handhabung und dadurch geringere Techniksensibilität als Vorteil zu besitzen, sind Selbst-Ätzende Primer^{1,2} mindestens genauso techniksensibel wie die Total-Etch-Technik. Obwohl die Anzahl der Flüssigkeiten reduziert und Verwechslungen weitgehend ausgeschlossen werden, muss sich der Behandler exakt an die Herstellerangaben halten. So muss z.B. beim First Step[™] darauf geachtet werden, dass exakt die gleiche Menge der zwei Flüssigkeiten miteinander vermischt werden, denn jede Abweichung würde den pH-Wert ändern und ein schlechterer Verbund würde daraus resultieren. Auch beim in der eigenen Studie verwendeten Transbond[™] Plus war das Aktivieren der Kammern erst erfolgreich, wenn der Selbst-ätzende Primer^{1,2} auf dem Bürstchen zum Schluss eine gelbliche Farbe hatte, was zu ca. 15 % nicht der Fall war, ansonsten musste der Vorgang noch mal genaustens wiederholt werden, sonst konnte der Selbst-Ätzende Primer^{1,2} nicht seine Wirkung erfüllen.

2. Schlechtere Kontrolle der geätzten Zahnoberflächen

Eine Überprüfung der ausreichenden Schmelzätzung, wie das bei der Total-etch-Technik mit Betrachten der durch die Säureeinwirkung hervorgerufenen opaken Schmelzoberfläche nach dem Lufttrocknen möglich ist, ist bei den Selbst-Ätzenden Primern^{1,2} nicht möglich, da diese meist nicht getrocknet, sondern als dünner Film auf der Schmelz- bzw. Dentinoberfläche belassen werden. Dies führt meist dazu, dass zu viel von der Zahnoberfläche geätzt wird, um sicher zu stellen, dass der benötigte Bereich ausreichend angeätzt wurde, was wiederum die Dekalzifikation der versehentlich geätzten Bereiche fördert. Selbst einige Selbst-Ätzende Primer^{1,2} wie das First Step[™], welches nach Applikation komplett getrocknet wird, weisen keine so eindeutige opake Oberfläche auf, wie das bei der Total-etch-Technik der Fall ist.

3. Ungenügende Penetration der Schmierschicht

Da Selbst-Ätzende Primer^{1,2} die Schmierschicht nicht entfernen, sondern modifizieren, indem sie diese nur partiell auflösen und in den Verbund integrieren, muss stets darauf geachtet werden, dass auch immer genügend

Selbst-Ätzender Primer^{1,2} nachfließt, sonst würde ein geringerer Verbund resultieren. Dies bedeutet, dass der Selbst-Ätzende Primer^{1,2} entweder sorgfältig in die Schmelzoberfläche einmassiert wird, damit auch sichergestellt wird, dass immer neuer Selbst-Ätzender Primer^{1,2} nachfließt (wie z.B. bei Applikation von Transbond™ Plus) oder lange genug an der Schmelzoberfläche belassen werden muss, um eine genügende Penetration zu garantieren (wie z.B. 20 sec bei IDEAL 1® SEP). Im Vergleich zu Phosphorsäureapplikation ist das Ätzmuster dennoch schlechter ausgeprägt, Studien belegen jedoch, dass auch Selbst-Ätzende Primer^{1,2} einen genügenden Verbund ermöglichen [72,125].

4. Schlechtere Haftwerte

Die konstant hohen Haftwerte bei der Schmelzkonditionierung mit der Phosphorsäure spiegeln sich nicht bei den Selbst-Ätzenden Primer^{1,2} wieder, denn hier können die Haftwerte sehr stark variieren, von 2,8 bis 11,55 MPa [4,15,16,17,19,154]. Diese Inkonstanz führt BISHARA et al 1998 auf die Art und Zusammensetzung der Kunststoffe zurück, welche mit den Selbst-Ätzenden Primern^{1,2} verwendet wurden. Die Haftwerte sind meist geringer als im Vergleich zu konventionell konditionierter Schmelzoberfläche, doch wird ein ausreichender Halt garantiert [22].

2.6. Geschichte der Befestigungsmaterialien

BUONOCORE revolutionierte die Adhäsiv¹technik mit der Verwendung von Phosphorsäure zur Schmelzkonditionierung acrylharzgefüllten Materials in 1955, denn durch die Schmelzätzung wurde eine mechanische Verbindung zum Kunststoff hergestellt.

2.6.1. Entwicklung der Komposite

Kunststoffe werden meist definiert als "hochmolekulare Verbindungen, die durch chemische Umwandlung von Naturstoffen oder durch Synthese aus

niedermolekularen Substanzen hergestellt werden". Komposite bestehen aus einer Kombination aus organischer Kunststoffmatrix und anorganischen Füllkörpern, welche über eine Silanverbindung eine feste chemische Verbindung mit der Matrix eingehen.

Anfangs wurden Polymethylmethacrylate (PMMA) verwendet (wie z.B. 1936 Paladon Kulzer oder 1949 Rapid-Palapont), die bei Mundtemperatur polymerisierten, doch besaßen diese eine mit 20 % noch zu hohe Polymerisationsschrumpfung, geringe Abrasionsstabilität und waren pulpatoxisch. Auf der Suche nach besseren physikalischen und chemischen Eigenschaften entwickelte und patentierte RAFAEL BOWEN 1962 sein Bisphenol-A-Glycidylmetacrylat, auch besser bekannt unter Bis-GMA oder "Bowen Formel", welches ein acrylicmodifiziertes Epoxidharz darstellte und die Vielseitigkeit des Methylmethacrylats mit der Stärke und Dimensionsstabilität des Epoxids verband. Das Einbinden von silanüberzogenen Füllerpartikeln in die Matrix erhöhte die Haftfestigkeit dieses Materials.

In Jahr 1979 wurde von TAVAS und WATTS zum ersten Mal die Verwendung eines lichthärtenden Komposits in der Orthodontie beschrieben. Lichthärtende Komposite kann man in UV-licht-härtende und Halogenlicht-härtende unterscheiden, doch werden heute fast ausschließlich Halogenlicht-härtende Materialien verwendet, da UV-Licht die Netzhaut schädigt und eine nur geringe Tiefenpolymerisation erlaubt [78]. Als Photoinitiator findet dabei ein Diketon (z.B. Kampferchinon) Verwendung, welches zwischen 360 - 520 nm die Polymerisation in Gang setzt. Durch die lichthärtenden Komposite wurde die Handhabung vereinfacht, die Verarbeitungszeit verlängert und Brackets ließen sich besser positionieren und sauber machen.

Auch die Komposite wurden durch jahrelange Forschung immer weiter verbessert. Um die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Kunststoffmatrix zu verbessern, wurden ihr anorganische Füller (Quarz, Keramik, Siliziumdioxid) zugesetzt. Die konventionellen Komposite enthielten Makrofüller (*Makrofüllerkomposite*) mit einer durchschnittlichen Füllkörpergröße zwischen 1,5 und 15 μm , doch sie besaßen ein schlechtes Verschleißverhalten und ließen sich nicht polieren [78]. Bei moderneren Materialien wurden Mikrofüller für *Mikrofüllerkomposite* verwendet, mit einer durchschnittlichen Partikelgröße unter 1 μm , dadurch ließ sich ein höherer Füllungsgrad erreichen mit geringerer Schrumpfung, geringem thermischen Expansionskoeffizient und geringerer Wasseraufnahme. Da auch diese Mikrofüllerkomposite nach der Politur ihren

Hochglanz nicht behielten, wurden *inhomogene Mikrofüllerkomposite* entwickelt, wobei man splitterförmige Vorpolymerisate durch das Zermalen von mikrogefüllten Kompositmaterialien erhielt. Diese inhomogenen Mikrofüllerkomposite sind polierbar und behalten ihren Oberflächenglanz, doch sind sie nicht röntgendicht, besitzen eine höhere Wasseraufnahme und schlechtere physikalische Eigenschaften als makrogefüllte Materialien [78]. Um die positiven Eigenschaften der makro- und mikrogefüllten Komposite miteinander zu verbinden, wurde der Füllkörperanteil in einem Material kombiniert und so entstanden die *Hybridkomposite* mit 85 - 90 Gew.-% Makrofüller und 10 - 15 Gew.-% Mikrofüller. Eingeteilt werden sie nach der Füllkörpergröße in Hybridkomposite ($< 10 \mu\text{m}$), Feinpartikelhybridkomposite ($< 5 \mu\text{m}$) und schließlich in Feinstpartikelhybridkomposite ($< 3 \mu\text{m}$), wobei sich alle röntgenopak gestalten lassen und hervorragende physikalische Eigenschaften besitzen [78].

2.6.2. Entwicklung der Glasionomerzemente

1972 stellten WILSON und KENT ein Polyalkenoatzement: Glasionomerzement oder einfach als GIZ abgekürzt, auf dem Markt vor. Der Glasionomerzement besteht aus den für die Dentalzemente typischen Komponenten Pulver, ähnlich dem der Silikatzemente, und Flüssigkeit, ähnlich der der Polycarboxylatzemente, welche durch eine Säure-Basen-Reaktion aushärten. Der Verbund ist chemisch am Schmelz definiert und eine absolute Trockenlegung, wie sie bei den Kompositen nötig war, entfällt.

Die Glasionomerzemente wurden im Laufe der Zeit als Alternative zu den Kompositen auch weiterentwickelt und kamen nach der Entwicklung von *hochviskösen GIZ* 1988 durch ANTONUCI et al als *lichthärtende Glasionomerzemente* (kunststoffmodifizierte GIZ, resin-modified glass ionomers, Hybridionomere) auf den Markt. Sie enthalten in der Flüssigkeit neben der Säure zusätzliche Bestandteile, wie z.B. hydrophile Monomere (Hydroxyäthylmethacrylat = HEMA), Bis-GMA und Fotoakzeleratoren [78]. Die *kunststoffmodifizierten GIZ* sollten die Stärke der konventionellen GIZ verbessern und durch die Lichthärtung die Verarbeitung erleichtern, aber gleichzeitig die Vorteile der GIZ, wie kontinuierliche Fluoridabgabe, beibehalten. Kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente besitzen

jedoch immer noch eine Schrumpfung von 7 % und eine Hochglanzpolitur ist noch nicht möglich [78].

2.6.3. Entwicklung der Kompomere

Um die Vorteile der Komposite mit denen der Glasionomerezemente bestmöglichst zu kombinieren, wurden polyalkensäuremodifizierte Komposite, oder auch "Kompomere" genannt, entwickelt. Sie sind lichthärtende Komposite als Ein-Komponenten-Materialien, welche durch Glasionomerezement-Komponenten modifiziert wurden. Im Unterschied zu konventionellen Glasionomerezementen besitzen die Karbonsäuren der Kompomere vernetzbare Doppelbindungen und ermöglichen so beide Reaktionen: eine radikalische Polymerisation wie bei den Kompositen und eine chemische Säure-Basen-Reaktion wie bei den Glasionomerezementen. Die Kompomere polymerisieren erst bei Lichtzufuhr und die Glasionomer-Reaktion erfolgt ausschließlich an den Grenzflächen, die mit feuchten Medien in Berührung kommen [78]. Doch genau wie die Entwicklung der *Ormocere* (organisch modifizierte Keramikmaterialien) oder der *Poly(mer)gläser* (organische Glasmatrix bzw. Matrix aus multifunktionellen vitroiden Polygläsern) waren die Kompomere keine große Entwicklung in der Füllungstherapie. Im Grunde lässt sich feststellen, dass es sich bei diesen neueren Kompositmaterialien kaum um wesentliche Verbesserungen in den Materialeigenschaften handelt [78].

2.7. Materialien in der Bracketadhäsiv²technik

Alle Materialien, welche in der Bracketadhäsiv²technik verwendet werden, leiten sich ursprünglich von den Materialien der restaurativen Zahnheilkunde ab und wurden für die Bedürfnisse in der Kieferorthopädie weiterentwickelt und verbessert. So fanden z.B. die All-in-One Adhäsive¹ der 6. Generation der Dentinhaftvermittler in der Bracketadhäsiv²technik großen Anklang, da die Schmelzkonditionierung für die Kieferorthopäden wesentlich ergonomischer wurde. Der größte Nachteil dieser Materialien, nämlich die schlechteren Haftwerte, war hier von geringer Bedeutung, da im Gegensatz zur restaurativen Zahnheilkunde stets nur der Schmelz geätzt wird und

die Haftwerte hierfür für den klinischen Gebrauch akzeptabel sind. Materialien wie z.B. Prompt-L-PopTM wurden speziell für die Bracketadhäsiv²technik weiterentwickelt zu TransbondTM Plus SEP und später zu First StepTM SEP, welche nur in der Kieferorthopädie Verwendung finden.

Auch Befestigungsmaterialien wurden für die Zwecke der Kieferorthopädie weiterentwickelt und verbessert. Glasionomerzemente und Kompomere, wie z.B. das Assure[®] Adhäsiv², welche in der restaurativen Zahnheilkunde höchstens als provisorische Materialien Verwendung finden würden, erlangten in der Bracketadhäsiv²technik im Zuge der Fluoridprophylaxe einen ganz anderen, hohen Stellenwert. Auch die Komposite in der Kieferorthopädie wurden entsprechend den Bedürfnissen des Behandlers weiterentwickelt, in dem z.B. die Konsistenzen der Komposite verändert wurden, um das Applizieren, Andrücken und Einstellen der Brackets für den Kieferorthopäden zu erleichtern. Materialien, wie das APCTM Adhäsiv², welches aus TransbondTM XT entwickelt und später auch zu APCTM II und APCTM Plus weiterentwickelt wurde, revolutionierten die Bracketadhäsiv²technik. Dadurch, dass das Adhäsiv² bereits vorproportioniert auf den Victory TwinTM Brackets geliefert wird, ergeben sich für den Kieferorthopäden folgende Vorteile:

1. konstante Qualität und Quantität des lichthärtenden Adhäsives²
2. leichteres und schnelleres Applizieren
3. weniger Überschüsse
4. verbesserte Hygiene
5. hohe Zeitersparnis

Es erfolgten auch viele Studien zum Haftfestigkeitsvergleich vorbenetzter und nicht vorbenetzter Brackets. KULA et al (2002), BISHARA et al (2002) und SUNNA und ROCK (1999) fanden in von einander unabhängigen Studien heraus, dass die Haftfestigkeit der mit APCTM vorbenetzten Brackets der Haftfestigkeit des konventionellen TransbondTM XT Adhäsives² vergleichbar ist, auf Grund dessen diesen Materialien in der Bracketadhäsiv²technik noch eine große Zukunft vorhergesagt wird.

2.8. Polymerisationsarten

Hinsichtlich der Kunststoffe in der Kieferorthopädie unterscheidet man folgende Arten der Aktivierung:

- UV-Polymerisation / Lichtpolymerisation (wie z.B. Dura Fil™ von Kulzer, Heliosit™ Orthodontic von Vivadent)
- Autopolymerisation (wie z.B. Concise® von 3M, Dyna-Bond® von Inter-Unitek oder Endur® vonOrmco)
- Druckpolymerisation (wie z.B. Mono-Lok® von Rocky Mountain oder System 1™ von Ormco)

Die Lichtpolymerisation an sich lässt sich wiederum mit verschiedenen Gerätetypen erreichen, wie etwa UV-Lampen, Halogenlampen, blauen LED-Lampen, Plasmakurzbogenlampen oder Argon-Lasern. Dabei gilt jeweils das Camperchinon, welches Licht bei einem Absorbptionsmaximum von 468 nm Wellenlänge absorbiert und überwiegend in Kompositen eingesetzt wird, als Initiatorsystem. Hierbei gilt grundsätzlich, dass die Belichtungszeit, welche für eine ausreichende Kompositpolymerisation benötigt wird, durch mehrere Faktoren limitiert wird, wie etwa die Lichtintensität der Lampe, die Farbe, Transluzenz und Struktur des Komposits sowie die Art und Konzentration der verwendeten Initiatoren [95].

Nachdem sich herausstellte, dass die zuerst benutzten UV-Lampen aus arbeitshygienischen Gründen nicht geeignet waren, wurden zuerst die Halogengeräte für die Lichtpolymerisation eingesetzt. Eine konventionelle **Halogenlampe** sollte zur Sicherstellung von Leistungsreserven eine Intensität von 600 bis 800 mW/cm² aufweisen. Mit einem Wellenlängenbereich von 380 bis 520 nm kann jedes zur Zeit erhältliche Adhäsiv¹ wirkungsvoll polymerisiert werden [95]. Dieses breite Spektrum und die günstige, klinisch bewährte Technologie machen die Halogenlampen immer noch zum Spitzenreiter in der Polymerisationstechnik. Die Nachteile der Halogenlampen, wie geringer Wirkungsgrad, kurze Lebensdauer und die hohe Temperaturentwicklung, welche eine Kühlung erfordert, brachten neue Polymerisationsgeräte auf den Markt.

Der 1997 eingeführte **Argon-Laser** spielte insofern keine bedeutende Rolle, als das der Argon-Laser in Wellenlängenbereichen tiefer als 457 nm nicht absorbieren kann,

der geringe Durchmesser des Lichtleiters nachteilig ist und die hohen Anschaffungskosten des Lasers unattraktiv waren.

1998 kamen die vielversprechenden **Plasmalampen** auf den Markt, doch die Werbeaussagen der Hersteller, die Polymerisationszeit auf 3 sec zu verkürzen, haben sich als nicht haltbar erwiesen, denn es waren mindestens 3 Zyklen je 3 sec für eine sichere Aushärtung nötig. Verursacht durch die Absorption der intensiven Strahlung (1200 bis 1800 mW/cm²) werden auch deutlich höhere Temperaturen im Komposit erzeugt, was die Gefahr einer Pulpaschädigung in sich birgt. Zudem weisen Plasmalampen auch einen sehr niedrigen Wirkungsgrad (420 bis 490 nm) auf und sind sehr teuer in der Anschaffung [95].

Erst die Entwicklung von **LED-Lampen** 2001 erwies sich für die Halogenlampen als ernsthafte Konkurrenz. Die Vorteile liegen im Vergleich zu Halogenlampen in dem hohen Wirkungsgrad (7 %) und niedrigem Stromverbrauch, was den Bau von akkubetriebenen, kabellosen Geräten gestattet, ferner hohen Lichtintensitäten von 1000 mW/cm², dem Verzicht auf einen Ventilator und Kühlung durch weniger unerwünschte Wärmeabstrahlung und der hoher Lebenserwartung. Der Nachteil der LED-Lampen im Vergleich zu Halogenlampen liegt in dem engen Emissionsspektrum, so dass zur Zeit nur Materialien gehärtet werden können, deren Initiatorsystem ein Absorptionsmaximum zwischen 440 und 480 nm aufweist [95]. So härten LED-Lampen nur Komposite mit Campherchinon als Photoinitiator, wohingegen z.B. Komposite mit Lucerin als Photoinitiator, welches im Wellenlängenbereich von 360 nm liegt, nicht gehärtet werden.

2.9. Maßnahmen gegen Dekalzifikation

Als die Bracketadhäsiv²technik die Bebänderungstechnik weitgehend ablöste, konzentrierten sich viele Bemühungen darauf, den größten Nachteil dieser Technik, nämlich die Dekalzifikation und Kariesbildung um die Bracketbasis, weitgehend in den Griff zu kriegen. Millionen Patienten werden jährlich kieferorthopädisch behandelt und für die meisten von ihnen gestaltet sich eine optimale Prophylaxe, selbst mit Hilfe der vielen von der Industrie angebotenen Spezialbürsten, als äußerst schwierig. Plaque setzt sich bevorzugt an die Retentionsnischen um die Bracketbasis

fest und verursacht bereits in weniger als einem Monat dauerhafte Dekalzifikation und Karies [118,121]. Des Weiteren konnte beobachtet werden, dass im Munde zu Gunsten kariesfördernder Mikroorganismen ein "bakterieller shift" stattfindet, wobei sich kariesfördernde Bakterien überproportional in der Mundhöhle vermehren [7]. Dekalzifikationen wurden bereits bei über 50 % der Zähne, welche mit Brackets versorgt wurden, und bei bis zu 50 % der behandelten Patienten festgestellt [136,153]. Um solchen Dekalzifikationen entgegenzuwirken, wurden verschiedene Ansätze vorgeschlagen:

1) Politur und regelmäßige Fluoridierung

Unmittelbar nach dem Ankleben der Brackets an die Schmelzoberflächen sollte eine gründliche Reinigung der geätzten Flächen, welche auch die gründliche Entfernung der Adhäsiv²reste beinhaltet, erfolgen. Eine anschließende Politur und Fluoridierung der versehentlich geätzten Schmelzflächen verhindert, eine entsprechend gute Patientenmitarbeit vorausgesetzt, eine Dekalzifikation und Ausbildung von Schmelzläsionen.

2) Applikation von Fluoridgelen und -lacken

Von enormer Wichtigkeit ist auch die regelmäßige Kontrolle der Patientenprophylaxe, die Ernährungsumstellung, die Motivation des Patienten, sowie eine unterstützende professionelle Zahnreinigung durch den Behandler mit anschließender Fluoridierung. Laut Studien ergeben Fluoridkonzentrationen schon bei weniger als 0,05 ppm eine Reduktion der kariösen Läsion [96]. Die Fluoridionen substituieren die Hydroxalationen, indem sie Fluorapatit bilden, welches eine schützende Schicht gegen Dekalzifikation an der Schmelzoberfläche bildet. Geiger et al fand 1988 heraus, dass 25 % der Patienten, welche täglich Fluoridionen applizierten, keine Schmelzläsionen aufwiesen. Die monatliche Applikation von höher konzentrierten Fluoridgelen oder Fluoridlacken (z.B. DuraflorTM von Pharmascience Inc.) von 1000 ppm durch den Behandler wird dabei höher eingestuft als die tägliche Applikation niedrig konzentrierter Fluoridionen durch den Patienten (z.B. täglich 0,05 % Natriumfluorid, ACT, Johnson and Johnson Consumer Products), da diese stark von der Mitarbeit des Patienten abhängig ist.

3) Fluoridabgebende Gummiligaturen

Da die tägliche Fluoridaufnahme durch den Patienten stark von dessen Mitarbeit anhängig ist und die monatliche Fluoridapplikation in Form von Lacken bzw. Gelen durch den Behandler sich zeit- und kostenintensiv darstellt, wurden fluoridabgebende Gummiligaturen, z.B. Fluor-I-Ties[™] aus SnF₂ (Ortho Arch Company), entwickelt. Am Ort der höchsten Kariesgefährdung positioniert, nämlich um die Bracketbasis, sollen sie mit einer regelmäßigen Fluoridionenabgabe auf Dauer der Dekalzifikation der Schmelzoberfläche entgegenwirken. WILTSHIRE konnte 1996 nachweisen, dass solche Gummiligaturen in der Tat eine kontinuierliche Fluoridionenabgabe aufwiesen, jedoch monatlich durch neue fluoridabgebende Gummiligaturen ausgewechselt werden sollte, da nach diesem Zeitraum die Wirkung bereits stark nachlässt.

4) Applikation von Chlorhexidin

Da Karies primär bakteriell verursacht wird, werden chemotherapeutische Medikamente benötigt, welche gezielt kariogene Keime der Mundhöhle reduzieren, ohne dabei auf die Dauer das Gleichgewicht der Mundhöhle zu stören [7]. CHX gilt beim Hemmen des Stoffwechsels und Wachstums von Mutans-Streptokokken als die erfolgreichste Substanz. Hierbei ist die gezielte monatliche Applikation eines 1 % CHX-Gels, oder noch besser eines CHX-Lacks (z.B. Chlorzoin[®], EC 40[®] oder Cervitec[®]) effektiver als die täglichen Mundspülungen mit 0,2 % CHX-Lösung, welche nur von kurzer Dauer sind [7]. Der von der Firma Vivadent produzierte Cervitec[®] Lack mit CHX und Thymol als Wirksubstanzen ermöglicht sogar eine dosierte Abgabe der Wirkstoffe für über drei Monate und stößt bei den Patienten auf besonders hohe Akzeptanz, da durch den farblosen Lack Geschmacksirritationen und Verfärbungen wie bei reinem CHX minimiert werden [52]. CHX als Wirkstoff wird daher von vielen Kieferorthopäden vor allem bei Patienten empfohlen, die ein erhöhtes Kariesrisiko aufweisen. Da dies oft auch die Patienten mit der geringsten Patientenmitarbeit sind, müssen gezielte Patienteninstruktionen und -motivationen erfolgen, um einen Erfolg durch die CHX-Therapie zu erzielen.

5) Fluoridangereichertes Ätzel

Im Gegensatz zu 37 %igem Phosphorsäureätzgel enthalten Ätzel mit Fluoridionen eine 60 %ige Phosphorsäurekonzentration und 0,5 % Natriumfluorid (z.B. Ortho-Prep[™], Stratford-Cooks Co.). Durch das mit Fluoridionen angereicherte Ätzel

entsteht ein signifikant höherer Schutz der Schmelzoberfläche gegenüber Dekalzifikation und die Scherfestigkeit wird nicht beeinflusst [63], doch handelt es sich um eine einmalige Fluoridionenzufuhr, die lediglich primär für den Schutz der Zahnhartsubstanz sorgt.

6) Änderung der Schmelzstruktur mit Argon Laser

Die Fortschritte und Erkenntnisse in der Weiterentwicklung der Lasertechnologie bescherten auch der Kieferorthopädie Vorteile in der Bekämpfung der Dekalzifikationen um die Bracketbasis [2]. Es zeigte sich, dass die Säurelöslichkeit vom Schmelz durch eine kurzzeitige Erhitzung um einige hundert Grad signifikant abnimmt. Diskutiert werden hierbei ein Austreiben von Karbonaten und/oder mikrokristalline Veränderungen der Schmelzoberfläche. Mit einem Argon-Laser lassen sich hohe Temperaturen der Oberfläche und nur geringe Erhöhung der Temperatur der Pulpahöhle erzeugen und so ein säure- und somit kariesresistenterer Schmelz erzeugen [79].

7) Langzeitfluoridierung mit Glasionomern

Um eine Langzeitwirkung bei der Abgabe von Fluoridionen an die Schmelzoberfläche zu erreichen, die sowohl Behandler- als auch Patientenunabhängig ist, wurden die Glasionomern, wie z.B. das Fuji Ortho LC™ (GC) in die Bracketadhäsiv²technik eingeführt. In 1972 stellten WILSON und KENT als erste ein "neues transluzentes Zement" vor, welches ein Silikat- und Polykarboxylatzement darstellte. Es wurde eine längerfristige und kontinuierliche Fluoridionenabgabe und somit Schutz vor Dekalzifikation 1 mm um die Bracketbasis nachgewiesen [153]. Die signifikant weit niedrigere Verbundfestigkeit der Glasionomern zum Schmelz im Vergleich zu den Kompositen [151] ließ an der klinischen Anwendung bei der Bracketadhäsiv²technik zweifeln [58], und so mussten die Glasionomern den Kompomern weichen.

8) Langzeitfluoridierung mit Kompomern

Um die Vorteile der Glasionomern, mit ihrer Langzeitfluoridabgabe, und die Vorteile der Komposite, mit der weit höheren Verbundfestigkeit zum Schmelz, miteinander kombinieren zu können, wurden die Kompomere entwickelt und fanden in der Bracketadhäsiv²technik großen Anklang. Materialien wie Assure® (Reliance

Orthodontics), Light Bond™ (Reliance Orthodontics), RelyaBond® (Reliance Orthodontics) oder Python™ (TP Orthodontics) eroberten schnell den Markt. Im Gegensatz zu kunststoffmodifizierten Glasionomern (wie z.B. FujiOrtho LC™), verhalten sich polyacidmodifizierte Komposite (wie z.B. Assure®) mehr wie Komposite als wie Glasionomern. Obwohl ihre Haftfestigkeit den der Komposite noch unterlegen ist, weisen sie für den klinischen Gebrauch akzeptable Werte auf [134]. Die Langzeitfluoridierung dieser Materialien wurde in mehreren Studien bestätigt [100,157].

9) Langzeitfluoridierung mit fluoridhaltenden Versiegler²

Eine weitere Möglichkeit Fluoridionen auf längere Dauer an den Zahnschmelz zu bringen besteht in der Applikation von erst seit kurzem entwickelten fluoridionenfreisetztenden Versiegler² nach dem Ätzen. Die zuerst entwickelten Versiegler² polymerisierten wegen der Sauerstoffinhibitionsschicht nicht ausreichend in einer dünnen Schicht und wurden so bald von dem im Umkreis der Bracketbasis freiliegendem Schmelz weggespült. Die neue Generation der fluoridfreisetztenden Versiegler² (z.B. Maximum Cure™ Filled oder Light Bond™ Filled Sealent, Reliance Orthodontics) sind selbsthärtende Versiegler², welche unter Sauerstoff polymerisieren und so laut Herstellerangaben über Monate hinweg Fluoridionen an die Schmelzoberfläche abgeben können, um einer Dekalzifikation entgegen zu wirken. Studien, wie z.B. über den neuen Resilience M5 Protection™ Plus (Confil-Dental Products Co.) fluoridfreisetztenden Versiegler², lassen jedoch an diesen Aussagen stark zweifeln [156].

2.10. Notwendigkeit und Vorhärten des Primers²

In der direkten Bracketadhäsiv²technik ist nach dem Ätzen der Schmelzoberfläche bei den gängigen Bondingsystemen üblich, einen ungefüllten, leichtfließenden Primer² in die angeätzten Schmelzoberfläche einfließen zu lassen und ein schwerfließendes gefülltes Adhäsiv² an die Bracketbasis anzubringen. In der Literatur wurde stets postuliert, dass die Haftfestigkeit eines Adhäsives² am Schmelz durch das mechanische Verzahnen der angeätzten Schmelzprismen und der Adhäsiv²zapfen zustande kommt. Dies würde die Verwendung eines ungefüllten,

leichtfließenden Primer² voraussetzen, welcher zuerst die angeätzte Schmelzoberfläche benetzen würde, um eine Brücke zwischen dem gefüllten, schwerfließenden Adhäsiv² und der Schmelzoberfläche zu bilden, und so eine innigere Verbindung zu schaffen [62,97]. Andere Meinungen sind der Überzeugung, die mechanische Verzahnung der angeätzten Schmelzprismen und der Adhäsiv²zapfen sei nicht der ausschlaggebende Faktor für den Verbund, die Verwendung eines Primers² sei deswegen unnötig und würde die Scherfestigkeit des Adhäsives² nicht verbessern [128,130].

Einige Autoren empfehlen nun bei der Verwendung des Primers² die flüssige Phase vorzuhärten, um eine gleichmäßige Reaktion des Materials unter dem Bracket zu fördern. Die Herstellerangaben geben meist keine Hinweise darauf, ob die Primer²schicht separat vor dem Anbringen des benetzten Brackets ausgehärtet werden sollte. Die Lichtpolymerisation bei der Bracketadhäsiv²technik an sich unterscheidet sich generell von der Lichtpolymerisation in der restaurativen Zahnheilkunde, denn die Lichtquelle wird nicht direkt an die Adhäsiv²oberfläche gehalten, das Licht muss unterhalb der Bracketbasis reflektiert werden [113]. Diese indirekte Lichtapplikation könnte einen Bereich unpolymerisierten Adhäsives² unter der Bracketbasis hinterlassen, was wiederum die Schwächung in der Scher-Abschäl-Festigkeit mit sich ziehen würde. Wenn nun der Primer² separat vorgehärtet werden würde, würde das den Faktor Lichtzufuhr unter der Bracketbasis an sich erhöhen, und könnte aufgrund dessen einen positiven Effekt auf die Scher-Abschäl-Festigkeit haben [113]. Die Sauerstoffinhibitionsschicht des vorgehärteten Primers² würde die Bindung des Adhäsives² positiv beeinflussen.

TANG et al (2000) haben sowohl in *in-vitro*- als auch *in-vivo*-Studien gefüllten Adhäsiv² ohne Primer² getestet. Obwohl die Adhäsiv²zapfen im Elektronenmikroskop nicht nachweisbar waren, waren die Haftfestigkeit und die klinische Langlebigkeit die gleichen im Vergleich zum Adhäsiv² mit Primer². Die Autoren vermuteten das der enge Kontakt des Adhäsives² zur geätzten Schmelzoberfläche ausreichend für eine innige Verbindung wäre.

Was die Lichtpolymerisation betrifft, haben Studien bewiesen, dass die Scher-Abschäl-Festigkeit mit der Erhöhung der totalen Lichtzufuhr ansteigt [110,112]. BRADBURN und PENDER demonstrierten 1992 eine Erhöhung der Haftfestigkeit beim Vorhärten des Primers² auf der Bracketbasis, ähnlich die Studien von TAVAS et al 1984. All diese Studien wiesen darauf hin, dass das Vorhärten des Primers² vor

dem Anbringen des gefüllten Adhäsives² eine Erhöhung der Haftfestigkeit mit sich bringt. OESTERLE et al fanden 2004 in ihrer Studie mit 160 Rinderzähnen keinen Vorteil beim Vorhärten des Primers². Im Falle vom verwendeten APC™ II war sogar eine höhere Scherkraft notwendig, um das konventionell verarbeitete Bracket zu lösen, was zu eine höheren Rate an Schmelzausrissen führen könnte. Die Autoren empfahlen daher die herkömmliche Verarbeitung von Adhäsiven² beim Anbringen der Brackets. Die Vorhärtung des Primers² könnte nur in speziellen Fällen, bei denen das Adhäsiv² der Lichtquelle extrem unzugänglich ist, befürwortet werden.

Einen Vorteil stellt jedoch das Vorhärten für den Behandler auf jeden Fall dar und zwar das Verhindern einer Kontamination und die Zeitersparnis beim Debonding und der anschließenden Politur, denn beim Vorhärten des Primers² verbleibt das meiste Adhäsiv² am Bracket [113].

2.11. Notwendigkeit eines Versieglers²

Wenn man die Literatur nach dem Nutzen eines Versieglers² in der Bracketadhäsiv²technik durchforstet, liegt laut WANG und TARNG 1991 der Nutzen eines Versieglers² im Schutz der Schmelzoberfläche vor Demineralisation nach dem Prozess der Schmelzätzung [162], in der Verringerung der Kariesentstehung [81], in der Erhöhung der Haftfestigkeit [75,80,135], in der Verbesserung der Retention am Schmelz [53], in der Verringerung des marginalen Sickers [47,57,143] und in der Permeabilitätserhöhung für das Bracket und den geätzten Schmelz [8,75]. Kontroverse Studien zeigten hingegen, dass Versiegler² die Haftfestigkeit erniedrigen [1,101], das marginale Sickers erhöhen [122] und auch Dekalzifikationen aufgrund geringerer Abrasion verursachen [36,37,70,126]. Manche Studien zeigten wiederum, dass Versiegler² weder die Haftfestigkeit [53,101], die Schmelzretention [53,101], die Versiegler²penetration [104,123] oder das marginale Sickers [1,70,122] beeinflussten. Wenn die Viskosität und die Dicke des Versieglers² groß sind, würde dies sogar eine Adhäsiv²schwäche verursachen [6,123,149] und auch die Penetration des Adhäsives² in die geätzte Schmelzoberfläche verringern [126,149]. WANG und TARNG selbst befanden schließlich 1991 in ihrer Studie den Gebrauch eines Versieglers² für unnötig, es würde aber einen gewissen Schutz des Schmelzes vor möglichen Ausrissen während des Prozesses der Bracketentfernung darstellen. Ein Vergleich all dieser Studien stellt die Verwendung eines Versieglers² in der

Bracketadhäsiv²technik für sehr fraglich dar, doch wie verhält es sich mit der Verwendung von fluoridfreisetzenden Versiegler²?

2.12. Einführung von Pro Seal™

Der Langzeitfluoridierung mit fluoridenthaltenden Versiegler² wurde stets eine große Bedeutung in der Kariesprävention bei der Bracketadhäsiv²technik geschenkt und so wurde die Entwicklung und Forschung immer besser entwickelter Versiegler² vorangetrieben. Die Firma Reliance Orthodontics stellte in diesem Zusammenhang 2003 ihr vielversprechendes neuestes Produkt Pro Seal™ vor, einen "Fluoridfreisetzenden lichthärtenden Fluoreszenz-Versiegler² mit Füllstoff". Es soll laut Herstellerangaben der erste lichthärtende Versiegler² sein, welcher ohne eine Sauerstoffinhibitionsschicht vollständig polymerisiert. Dies würde eine glatte Schutzschicht erzeugen, die eine Undichtigkeit verhindert, den Zahnschmelz schützt und das Entfernen der adhäsiven² Paste erleichtert, so die Hersteller. Pro Seal™ enthält ebenfalls ein Fluoreszenzmittel, womit die Versiegelung unter Schwarzlicht oder UV-Lampe sichtbar wird und gegebenenfalls korrigiert werden kann.

Der enthaltende starke Füllstoff würde dem Abrieb durch das Zähneputzen standhalten, so weiter die Herstellerangaben, und klinische Studien bewiesen ein Verbleiben auf der Zahnoberfläche selbst nach zweijährigem Zähneputzen [56]. Es wurde festgestellt, dass die Stärke des auf dem Zahnschmelz verbleibenden Pro Seal™ durchschnittlich 30 µm beträgt, wohingegen sich die jährliche Abrasion eines Versiegler² in der Mundhöhle unter durchschnittlichen Bedingungen auf 5 µm im Jahr beläuft. Dies bedeutet, so die Hersteller, dass sich die schützende Pro Seal™ schicht auf dem Zahnschmelz 6 Jahre halten würde [23]. Das Produkt wird nicht von Mundflüssigkeiten angegriffen und würde auch nicht porös werden. Tatsächlich sollen Universitätsstudien gezeigt haben, dass selbst nach dreimal täglichem Zähneputzen auch nach einem Zeitraum von zwei Jahren noch über 70 % der Pro Seal™-Beschichtung auf der Zahnoberfläche zu finden war [84].

Der Versiegler² verspricht als Einflaschensystem weiterhin eine universelle Anwendung in Kombination mit lichthärtenden, chemischhärtenden oder licht- und chemischhärtenden Klebesystemen, allerdings darf es nur mit Halogenlampen lichtgehärtet werden, da der enthaltene Photoinitiator Lucerin nicht genügend bei

LED-Lampen aktiviert wird [56]. Wenn rein chemischhärtende Produkte verwendet werden, muss dennoch ein Standardprimer über das Pro Seal™ appliziert werden, wie sich Reliance Orthodontics später korrigierte. Bei allen anderen Produkten wird hingegen postuliert, dass Pro Seal™ den Primer² ersetzen kann.

Die einzigen Studien, die Pro Seal™ getestet haben, drehen sich alle um eine Gruppe um Professor POWERS von der Universität Texas in Houston Dental Branch, USA und die Arbeitsgruppe um Professor BISHARA. Insgesamt erfolgten vier wissenschaftliche Studien, die ersten drei davon wurden März 2004 im Hawaii Convention Center auf einem Kongress im Namen der IADR Tagung vorgestellt:

- 1) In der ersten Studie testete McGRORY et al den Einfluss von Pro Seal™ auf die Haftfestigkeit zwischen orthodontischen Adhäsiv² und menschlichem Schmelz. Er benutzte extrahierte, nicht kariöse dritte Molaren und teilte sie in 5 Gruppen mit jeweils aufgerautem und nicht aufgerautem Schmelz auf: Gruppe 1 wurde geätzt, Pro Seal™ wurde aufgetragen und die Brackets mit Primer² und Adhäsiv² vom Transbond™ XT angeklebt (G1), Gruppe 2 wurde nach der Primer²applikation mit Speichel kontaminiert (G2), Gruppe 3 wurde nach der Kontamination abgesprüht und getrocknet (G3), Gruppe 4 enthielt keinen Primer² (G4) und Gruppe 5 wurde als Kontrollgruppe geätzt, Primer² wurde aufgetragen und Brackets mit Adhäsiv² angeklebt. Nach 24 h in 37 °C wurde mit dem Instron Gerät die Haftfestigkeit getestet und der sogenannte Adhesive Remnant Index (ARI, ein Index zur Abschätzung der Menge des Adhäsives², welches nach dem Debracketing am Zahn übrig bleibt) bestimmt. Alle Haftfestigkeiten waren größer als 10 MPa (Mittelwert: MW, Standardabweichung wurde leider nicht erwähnt), wobei die Haftfestigkeit beim angerautem Schmelz vor allem in G3 und G4 deutlich höher war als beim nicht angerautem Schmelz. Des weiteren war die Haftfestigkeit geringer, wenn der Versiegler² Pro Seal™ aufgetragen wurde.
- 2) In der zweiten Studie von CREED et al wurde der Effekt von Pro Seal™ auf die Haftfestigkeit orthodontischer Adhäsive² nach einem kariösen Milieu getestet. Nicht kariöse, extrahierte dritte Molaren wurden mit Pro Seal™ versiegelt und die Brackets mit Primer² und Adhäsiv² befestigt. Während die Gruppe 1 für 14 Tage in einem kariogenen Milieu gelagert wurde, wurde die Gruppe 2 als Kontrollgruppe in Wasser gelagert. Anschließend wurde bei beiden Gruppen die

Haftfestigkeit getestet, wobei das Ergebnis signifikant unterschiedlich war: Gruppe 1 mit 18 (7) MPa (MW, Standardabweichung in Klammern) und Gruppe 2 mit 24 (4) MPa (MW, Standardabweichung in Klammern). Die Haftfestigkeit der mit Pro Seal™ versiegelten Gruppe im kariösen Milieu war also mit 25 % geringer als die Haftfestigkeit der Kontrollgruppe.

- 3) In einer dritten Studie von CAIN et al wurden schließlich kariesähnliche Läsionen im Schmelz angrenzend an fluoridfreisetzendes Adhäsiv² getestet. Zwei Gruppen mit je 20 Zähnen, Gruppe 1 mit Light Bond™ und Gruppe 2 mit Pro Seal™, wurden entsprechend präpariert und erst künstlichem Speichel für 1 Woche und dann karieserzeugender Lösung für 2 Wochen ausgesetzt, wobei stets die Läsionstiefe gemessen wurde. Die Light Bond™ und Pro Seal™ Gruppen zeigten wesentlich geringere Läsionstiefen als die nicht versiegelten Kontrollzähne, wobei die Pro Seal™ Gruppe signifikant noch besser abschnitt als die Light Bond™ Gruppe.
- 4) Die aktuellste Studie über die Auswirkung von Pro Seal™ auf die Haftfestigkeit orthodontischer Brackets (mit APC™ II Adhäsiv²) wurde 2005 von BISHARA et al veröffentlicht. In der Studie wurden 60 extrahierte Molaren in drei Gruppen aufgeteilt: Gruppe 1 als Kontrollgruppe, Gruppe 2 mit ProSeal™ und dessen separater Lichthärtung und Gruppe 3 mit ProSeal™ und simultaner Aushärtung erst mit dem Adhäsiv². Die Messung der Scher-Abschäl-Festigkeit erfolgte eine halbe Stunde nach dem Ankleben der Brackets mit folgendem Ergebnis: Gruppe 1 mit $4,9 \pm 2,1$ MPa, Gruppe 2 mit $4,8 \pm 2,3$ MPa und schließlich Gruppe 3 mit $4,0 \pm 1,5$ MPa. Die Varianzanalyse ANOVA zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Gruppen, Pro Seal™ würde demnach die Scher-Abschäl-Festigkeit des Adhäsives² nicht beeinflussen und könnte auch erst zusammen mit dem Adhäsiv² ausgehärtet werden, was für den Behandler Zeitersparnis bedeuten würde.

2.13. Thermocycling

Die Haftfestigkeitsprüfungen erfolgen in den meisten klinischen Studien nach einer Vorbehandlung der Proben im Thermocyclingbad zwischen 5° C und 55° C mit insgesamt 500 Zyklen. Der Sinn dieser Vorbehandlung besteht darin, die Zähne mit den angeklebten Brackets Temperaturänderungen auszusetzen, wie sie auch in der Mundhöhle vorkommen könnten. Die extremen Temperaturdifferenzen in der Mundhöhle können laut BISHARA et al (1998) zwischen 5° C (Eis oder Eiswasser) und 50° C (heißer Kaffee oder heiße Suppe) betragen. Die Proben pendeln 100 bis mehrere 1000 Mal zwischen diesen Extrembädern, um in möglichst kurzer Zeit die Adhäsive² großen Spannungen auszusetzen, um so Extrembedingungen in der Mundhöhle zu simulieren. Schon BUONOCORE 1981 schlug eine thermozyklische Behandlung der Proben vor, da sonst die Resultate nicht mit den Bedingungen der Mundhöhle vergleichbar wären.

2.14. Scher-Abschäl-Festigkeit

Seit die Bracketadhäsiv²technik vor ca. 30 Jahren ihren Einzug in die Kieferorthopädie hielt, wurden viele unterschiedliche Adhäsive² entwickelt, welche auch ständig verbessert werden. Jedes Mal, wenn ein neues Material entwickelt und auf den Markt gebracht wird, ist seine Haftfestigkeit von zentraler Bedeutung und so sind die zuerst durchgeführten *in-vitro*-Studien und Tests vom großen Interesse. Um die große Anzahl von Veröffentlichungen mit verschiedenen Materialien und Methoden miteinander vergleichen zu können, bedurfte es Richtlinien und Standardisierungen, welche 1994 von FOX et al aufgestellt wurden:

Schmelztyp und Schmelzoberfläche

Die meisten der verwendeten Zähne in Studien sind entweder menschliche Zähne oder Rinderzähne. Studien, die diese zwei Arten verglichen [98,103], fanden signifikant große Unterschiede, die von Schmelzdicke abhängig waren. OESTERLE et al fanden 1998 heraus, dass die Scherfestigkeit von Rinderzähnen 21-44 % geringer ist als bei menschlichen Zähnen. Aus diesem Grund sollten stets menschliche Zähne verwendet werden. Eine ebenfalls

bekannte Tatsache ist, dass sich die Schmelzoberfläche mit dem Alter, der Einwirkung von Fluorid, Karies oder iatrogenen Eingriffen verändert. Diese Unterschiede und der Unterschied in der Art der verwendeten Zähne, ob Molaren, Prämolaren oder Inzisivi hergenommen wurden, müssen ebenfalls beachtet werden, weswegen die Auswahl der Zähne standardisiert erfolgen sollte.

Aufbewahrungsmedium zwischen Bekleben und Testen:

TAVAS und WATTS fanden 1984 in einer Studie heraus, dass die Scherhaftung zwischen 5 min und 24 h ansteigt, wobei sie bei 5 min 60 - 70 % der Scherhaftung von 24 h beträgt. Aus diesem Grund ist die Zeit zwischen dem Bekleben und Testen so lange nicht kritisch, so lange nicht vor 24 h getestet wird [59]. Der Einfluss verschiedener Aufbewahrungsmedien, sowie der Einfluss verschiedener Temperaturen, wurde zwar so speziell noch nie getestet, man einigte sich jedoch darauf, dass destilliertes Wasser bei 37° C am sinnvollsten wäre.

Methode und Richtung der ausgeübten Kraft beim Debonding:

Das übliche Verfahren beim Scherversuch ist laut Fox 1994 die Instron Zwick Testing Machine, wobei andere Geräte, wie die Howden universal testing machine, der Chantillon Model DTC Universal Tester, die MTS testing apparatuses oder das quickTest® Gerät vom Prinzip her sehr ähnlich sind. Üblich ist eine Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min oder 1 mm/min, wobei die Kraft an der Grenzfläche Zahn/Bracketbasis in okklusogingivaler Richtung einwirken muss. Berechnet wird anschließend die Scherhaftung, die definiert ist als der Quotient aus der zur Fraktur führenden Kraft und dem beklebten Areal.

Da es unmöglich ist eine reine Scherkraft auf das Bracket auszuüben [82] und Faktoren wie die Krümmung der Schmelzoberfläche die Resultate beeinflussen könnten [137], wird oft der Terminus "Scher-Abschäl-Festigkeit" benutzt. Die basisferne Belastung des Brackets kommt der *in-vivo*-Belastung am nächsten und garantiert eine konstantere Kraftausübung [134].

Bruchstelllokalisierung:

Die Bruchstelllokalisierung gibt Informationen über die Qualität der Verbindung zwischen Zahn-Adhäsiv² und zwischen Adhäsiv²-Bracket an. Ideal wäre für den Behandler die erste Möglichkeit, doch fand Fox im Vergleich von 66 Studien heraus, dass die meisten Bruchstellen zwischen Adhäsiv² und dem Bracket lokalisiert waren.

Anzahl der Proben:

Um überhaupt gute vergleichende Ergebnisse zu erzielen, sind für FOX Proben von nicht weniger als 20 Stück pro Versuchsreihe nötig, alles was darunter liegt, würde sich nicht für eine Veröffentlichung und vergleichende Studien eignen.

Statistische Auswertung:

Beim Vergleich zweier Adhäsive² empfiehlt FOX den *t*-Test, wohingegen beim Vergleich dreier oder mehr Gruppen die Varianzanalyse, oder eng. **Analysis of Variance (ANOVA)** hergenommen werden sollte. Beim *t*-Test und ANOVA wird kritisch von FOX beurteilt, dass beide Tests davon ausgehen, die Haftfestigkeitsdaten wären aus Durchschnittszähnen einer normalen Bevölkerung berechnet worden, was jedoch nicht immer der Fall sei. Aus diesem Grund empfiehlt er immer zusätzlich den Gebrauch der Weibull Analyse.

Einheiten der Ergebnisse:

So lange die Bracketdimensionen festgelegt sind, wird von FOX die Benutzung von Newton oder Mega Pascal (MPa) als Einheit bei Haftversuchen empfohlen. Die Scher-Abschäl-Festigkeit wird hierbei berechnet als: Scher-Abschäl-Festigkeit in MPa = Kraft in N / Bracketoberfläche in mm²

Scher-Abschäl-Versuche orthodontischer Adhäsive² *in vitro* zeigten große Unterschiede, doch wird angenommen, dass Scher-Abschäl-Festigkeitswerte zwischen 2,8 MPa (MW) und 10 MPa (MW) für die klinische Situation ausreichend sind [29,83,92,102,132]. Es sollte jedoch stets bedacht werden, dass *in-vitro*-Tests mit *in-*

in vivo-Tests nicht zu vergleichen sind, da *in vitro* nie exakt die gleichen Verhältnisse wie in der Mundhöhle simuliert werden können. Es wurde zwar stets angenommen, dass die klinischen Untersuchungen denen der *in-vitro*-Untersuchungen vergleichbar wären [74], doch fanden PICKETT et al in ihrer Studie 2001 heraus, dass die Werte *in vivo* signifikant niedriger waren als die Werte *in vitro*. Eine plausible Erklärung wäre die Tatsache, dass Adhäsiv² *in vivo* mehreren intraoralen Faktoren ausgesetzt werden, wie z.B. Speichel, Säure, Kaukräfte, unterschiedliche Putztechniken oder kieferorthopädischen Korrekturen während der Therapie.

Aus diesem Grund schlug FERREIRA 1997 ebenfalls den Gebrauch der **Weibull Analyse** vor, um den Behandler nützlichere Informationen der *in-vitro*-Studien für den klinischen Gebrauch zu liefern. Dargestellt wird hierbei die Verteilung einer Zufallsvariablen als Dichtefunktion, wobei im Gegensatz zur Standardabweichung die Asymmetrie der Streuung erfasst wird. Die Weibull Analyse erlaubt es die Frakturwahrscheinlichkeit zu kalkulieren als eine Funktion der applizierten Belastung und umgekehrt [127].

REYNOLDS hielt 1975 eine Scher-Abschäl-Festigkeit von Minimum 5 - 8 MPa (MW) angemessen für die meisten Kräfte, die in der Mundhöhle auf ein Bracket wirken, die klinisch akzeptable minimale Scher-Abschäl-Festigkeit ist jedoch immer noch unbekannt. Das wohl am häufigsten untersuchte und oft auch als Kontrollmaterial hergenommene Adhäsiv² in der Bracketadhäsiv²technik ist das Transbond™ XT (3M Unitek) welches auch auf den vorbenetzten APC™, APC™ II und APC™ Plus Brackets anzufinden ist, dessen Werte für die Scher-Abschäl-Festigkeit meist weit über den von REYNOLDS vorgegebenen Minimalwerten liegen. Die Werte für das Transbond™ XT Adhäsiv² sind signifikant meist unterschiedlich, liegen jedoch in den meisten Studien in ihren Mittelwerten (MW) über 8 MPa (MW), so z.B. bei TRITES et al 2004 mit 12,71 (3,78) MPa (MW, Standardabweichung in Klammern) oder sogar mit 20,19 (4,71) MPa (MW, Standardabweichung in Klammern) bei RIX et al 2001. Verglichen mit anderen Adhäsiven² der Kieferorthopädie beweist Transbond™ XT signifikant höhere Scher-Abschäl-Festigkeits-Werte, so im Vergleich zu Assure® [134,137], First Step™ [99,152] und IDEAL 1® [22,99]. In Abhängigkeit davon, ob Transbond™ XT mit 37 % Phosphorsäure, Transbond™ XT Primer² oder Transbond™ Plus SEP hergenommen wird, ergeben sich weitere Vergleiche der Scher-Abschäl-Festigkeit in der Literatur. So zeigten GRUBISA et al 2004 in ihrer Studie höhere Werte für Transbond™ XT mit 37 % Phosphorsäure zur Schmelzkonditionierung als nach

Anwendung von Transbond™ Plus SEP. Einige Studien zeigen ungefähr gleiche Werte für Transbond™ XT, unabhängig davon ob die Schmelzkonditionierung mit dem konventionellen Primer² oder mit dem SEP erfolgte, so z.B. bei SFONDRINI et al 2004 mit 8,27 MPa (MW) bzw. 8,57 MPa (MW) oder DORMINEY et al 2003 mit 11,3 MPa (MW) bzw. 11,9 MPa (MW), während andere Studien signifikante Unterschiede in der Scher-Abschäl-Festigkeit feststellen ([129] mit 9,54 MPa (MW) bzw. 11,1 MPa (MW), [152] mit 12,71 MPa (MW) bzw. 10,96 MPa (MW) oder [164] mit 21,3 MPa (MW) bzw. 13,7 MPa (MW)). Bei kontaminierter Schmelzoberfläche ist jedoch der Transbond™ Plus SEP dem Transbond™ XT Primer² weit überlegen ([129] mit 10,79 MPa (MW) zu 4,69 MPa (MW)). Hierbei spielt der Zeitfaktor zwischen dem Auftragen von Transbond™ Plus und dem Bracketankleben keinen Unterschied ([4] mit konstantem MPa von 9,8 (MW)), wohingegen das Nichtverblasen von Transbond™ Plus SEP einen Abfall der Scher-Abschäl-Festigkeit mit sich bringt ([48] mit Luftverblasen: 11,9 MPa (MW) und ohne Luftverblasen: 8,2 MPa (MW)). Das Transbond™ Plus SEP hat, laut TRITES et al 2004, auch weit höhere Werte mit 10,96 MPa (MW) als das First Step™ SEP mit 5,30 MPa (MW). Ähnlich die Ergebnisse der Studie von McGRORY et al 2005 mit IDEAL 1® SEP, Transbond™ Plus SEP und First Step™ SEP, wobei Transbond™ Plus SEP die höchsten und IDEAL 1® SEP die niedrigsten Werte für Scher-Abschäl-Festigkeit aufwies. Diesen Studien widerspricht die Arbeitsgruppe um BISHARA et al 2004, die Transbond™ Plus SEP mit IDEAL 1® SEP verglichen und 5,9 (2,7) MPa (MW, Standardabweichung in Klammern) zu 6,6 (3,2) MPa (MW, Standardabweichung in Klammern) feststellten. Weitere Studien zu IDEAL 1® und First Step™ sind jedoch der Literatur oder Herstellerstudien nicht zu entnehmen, zumal die Adhäsive² noch recht neu auf dem Markt sind.

2.15. Schmelzausrisse

Ein ebenfalls häufiges und ernsthaftes Problem der Bracketadhäsiv²technik sind die Schmelzausrisse, die durch das Entfernen der Brackets entstehen können. Sie kommen dann zustande, wenn der Verbund Adhäsiv²/Bracketbasis höher ist als der Verbund Adhäsiv²/Schmelz. Das durchforsten der Literatur enthielt im Bezug auf dieses Phänomen eingeschränkte Informationen, doch eine wichtige Information war

die Tatsache, dass Schmelzausrisse allgemein als "sehr häufig, wenn auch in der Praxis meist verkannt" sind [42]. Studien stellten fest, dass Schmelzrisse meist schon vorher vorhanden waren, jedoch meistens mit bloßem Auge unerkennbar und auch auf intraoralen Photographien unsichtbar blieben. Erst durch spezielle Untersuchungen, wie 10 – 16facher mikroskopische Vergrößerung oder der fiberoptischen Transillumination, können Schmelzrisse erkannt werden. ZACHRISSON et al stellten 1980 fest, dass 7,8 – 10,2 % der in der Studie *in vivo* verwendeten Prämolaren bereits vor orthodontischer Behandlung Schmelzrisse aufwiesen, während nach orthodontischer Behandlung die Zahl auf 12,2 - 20,5 % stieg. Zwei mögliche Erklärungen für Schmelzrisse wären laut ZACHRISSON et al 1) eine Störung in der Entwicklung im Sektor der Ameloblasten und 2) eine Form jeglichen mechanischen Versagens vor oder nach Durchbruch, wie etwa hohen Belastungen oder Mikrotraumen. RIX et al fanden 2001 in seiner Studie heraus, dass Schmelzrisse bei *in-vitro*-Studien weit höher verbreitet waren, sie lagen in seiner Studie bei 160 Prämolaren bei 46,7 %. Ein Ansatz zur Erklärung des signifikant höheren Ergebnisses waren die Kräfte, welche vorher bei der Extraktion der Zähne ausgeübt wurden, und so dauerhafte Schmelzrisse verursachten. Es besteht kein Zweifel darin, dass solche Schmelzrisse eine mögliche Sollbruchstelle bei der späteren Entfernung von Brackets darstellen und so zu Schmelzausrissen führen, da der Verbund zwischen Bracket und Adhäsiv² sich oft als stärker erweist, als der Verbund zwischen Schmelz und Adhäsiv².



Abb. 1: Beispiel eines Schmelzausrisses

DIEDRICH fand 1981 in einer Langzeituntersuchung heraus, dass solche Schmelzausrisse *in vivo* an 13,33 % der Zähne zu diagnostizieren waren und "als nicht beeinflussbare Nebeneffekte der Bracketadhäsiv²technik in Kauf zu nehmen sind". *In-vitro*-Studien mit extrahierten Zähnen zeigten dementsprechend höhere Werte, z.B. 17,2 % [152] oder 22,5 % [137]. Mögliche Ansätze zur Vermeidung dieser unerwünschten Schmelzausrisse bestehen in einer vorsichtigen Entfernung von Brackets mit speziellen Zangen und Seitenschneidern, wie etwa der Weingart-Zange. GERKHARDT et al empfehlen schon seit 1988 die bereits von SHERIDAN

(1986) angewandte elektrothermisch induzierte Erweichung des Klebers mittels Hochstromimpuls, wobei sich Schmelzausrisse vermeiden ließen. Diese Methode sei sehr schonend, denn eine Schädigung der Pulpa würde aufgrund der geringen Temperaturerhöhung nicht stattfinden. Eine andere Möglichkeit wäre das Anbringen einer Schicht Primer² aus kürzerkettigen Acrylaten zwischen Kleber und Bracket, als eine Art Sollbruchstelle bei der Bracketabnahme.

Wenn nun versucht wird die Schmelzausrisse verschiedener Befestigungsmaterialien in der Literatur miteinander zu vergleichen, so stellt man eine große Breite an unterschiedlichen Werten fest, die einen Vergleich in der eigenen Studie verwendeter Materialien sehr schwer macht. Die Werte für Schmelzausrisse unterscheiden sich insofern so stark, als dass es einen Unterschied macht, ob die Zähne vorher schon auf Schmelzrisse mikroskopisch untersucht und aussortiert wurden, oder nicht. So stellten GRUBISA et al 2004 für TransbondTM XT mit TransbondTM XT Primer² Schmelzausrisse von 10 % fest im Vergleich zu 3 % bei Vorbehandlung mit TransbondTM Plus SEP, während TRITES et al 2004 die zwei Gruppen zusätzlich noch mit First StepTM SEP als dritte Gruppe verglichen und 17,2 %, 23,3 % bzw. 3,3 % erhält. Ähnlich kontrovers sind die Ergebnisse von SCHANEVELDT und FOLEY 2002 für Assure[®] mit 0 % Schmelzausrissen und TransbondTM XT mit 22,5 % Schmelzausrissen, während RIX et al 2001 für Assure[®] 55 % und für TransbondTM XT 7,5 % Schmelzausrisse vermerken.

2.16. Adhesive Remnant Index (ARI)

Der Adhesive Remnant Index, oder auch als ARI abgekürzt, wurde 1984 von ARTUN und BERGLUND entwickelt, um die Menge des Adhäsives², welches nach dem Debracketing am Zahn übrig blieb, einschätzen zu können. Der Index wurde nach einer Pilotstudie über 20 extrahierte Zähne bestimmt und half die Adhäsiv²fehlerrate (Bestimmung der Schwachstelle eines Adhäsives²) zu standardisieren. Er enthielt folgende Kriterien:

Möglichkeit 0: kein Adhäsiv² am Zahn

Möglichkeit 1: weniger als die Hälfte des Adhäsives² am Zahn

Möglichkeit 2: mehr als die Hälfte des Adhäsives² am Zahn

Möglichkeit 3: das ganze Adhäsiv² am Zahn mit einer Bracketimpression

Möglichkeit 4: Schmelzausriss (modifiziert nach LALANI et al 1999)

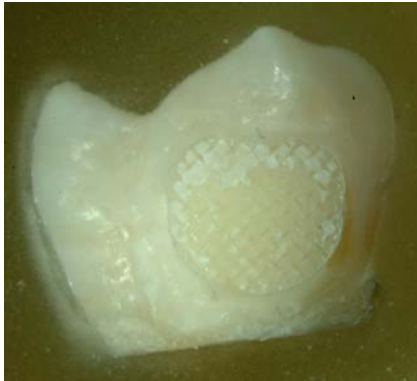


Abb. 2: Adhäsiv² am Zahn

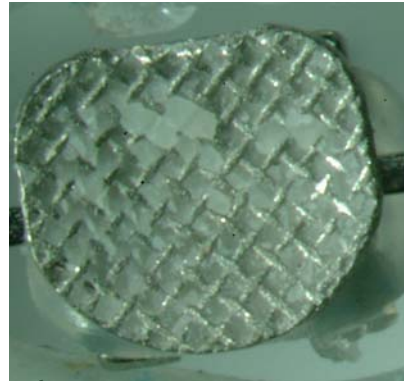


Abb. 3: Adhäsiv² am Bracket

Der ARI mag vielleicht das sehr komplexe Problem der Adhäsiv²fehlerrate zu sehr zu vereinfachen, eignet sich jedoch hervorragend für statistische Studien und Studienvergleiche. O'BRIEN et al bemerkten bereits 1988 das der ARI von vielen Faktoren abhängt, wie z.B. Bracketdesign und Adhäsiv²typ, und nicht lediglich von der Haftfestigkeit der Flächen zueinander, und außerdem sehr subjektiv ist. Nichts desto trotz sei der ARI sehr nützlich für den prozentuellen Vergleich der Adhäsiv²fehlerrate. Die Literaturrecherche zeigt, dass obwohl viele Autoren den ARI benutzen, der Index häufig modifiziert wird, sei es eine Kriterienänderung [91], die Durchnummerierung [16], oder sogar beides, so dass vergleichende Studien oft schwierig sind.

Die meisten *in-vitro*-Beobachtungen zeigten, dass die größte Schwachstelle beim Adhäsiv² in der Verbindung zwischen der Adhäsiv²oberfläche und dem Bracket liegt [88,95,133]. Eine von möglichen Erklärungen hierfür wäre eine inadäquate Mischung und Aushärtung verschiedener Komponenten eines Adhäsives² unter der Bracketbasis [54,109]. Diesem stimmten O'BRIEN et al 1988 in einer Untersuchung mit gerillten Bracketbasen nicht zu. Studien fanden heraus, dass wenn die Scher-Abschäl-Festigkeit der Adhäsive² grösser wird, mehr Adhäsiv²fehler auf der Schmelz-Adhäsiv² Seite zu finden sind [88,124,141]. Diese Verschiebung auf die Schmelz-Adhäsiv² Seite wurde ebenfalls in Studien beobachtet, in denen Brackets speziell vorbehandelt wurden, wie z.B. durch Anätzen ([43,76] SMITH und MAIJER 1984). Auch wenn der Primer² vorgehärtet wird, verschiebt sich der Adhäsiv²fehler auf die Schmelz-Adhäsiv² Seite [113]. Die Beziehung zwischen dem ARI Wert und der Benutzung eines Selbst-Ätzenden Primers² ist noch unklar und in der Literatur stark

variabel. Während manche Studien weniger Adhäsiv² am Zahn fanden, wenn ein Selbst-Ätzender Primer^{1,2} benutzt wurde, fanden andere hingegen mehr Adhäsiv² [15,16,17].

3. FRAGESTELLUNG

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es die Auswirkungen von Pro Seal™, eines auf dem Markt neuen Produktes (Firma Reliance Orthodontics) zur Versiegelung der Oberfläche, auf die Haftfestigkeit (Scher-Abschäl-Festigkeit) von Brackets an der Schmelzoberfläche zu untersuchen.

Diesbezüglich mussten bei "*In-vitro*"-Versuchen mit Hilfe einer Universalprüfmaschine der Firma Langenfeld die Scher-Abschäl-Festigkeit von drei in der Kieferorthopädie angewandten Adhäsiven² (APC™ II Adhäsiv², IDEAL 1® Adhäsiv² bzw. Assure® Adhäsiv²) bei unterschiedlicher Konditionierung (SÄT, Transbond™ Plus SEP, IDEAL 1® SEP bzw. First Step™ SEP) und Verwendung bzw. Weglassen des Haftvermittlers (Transbond™ XT Primer² bzw. Assure® Sealent²) experimentell untersucht werden.

Dabei sollten folgende Punkte untersucht werden:

- Wie beeinflusst Pro Seal™ die Haftwerte der einzelnen Adhäsive², auch in Bezug auf die Art der Konditionierung?
- Kann Pro Seal™ den Haftvermittler ersetzen?
- Wie verhalten sich die ARI Werte bei der Verwendung von Pro Seal™? Ist ein Unterschied bei der Menge des verbleibenden Adhäsives² am Zahn festzustellen?
- Sind Schmelzausrisse zu beobachten?

4. MATERIEL UND METHODE

4.1. Auswahl und Vorbereitung der Zähne

Für die Untersuchung wurden 300 extrahierte Molaren entsprechend ISO 11405 verwendet. Zähne mit mikroskopisch aufweisenden Schmelzsprüngen oder Schmelzdefekten sowie kariöse und restaurierte Zähne wurden aus der Studie ausgeschlossen. Die Lagerung erfolgte feucht im destillierten Wasser, welches wöchentlich gewechselt wurde, da sonst keine zusätzlichen bakterienhemmenden Mittel dem Medium hinzugefügt wurden. Für die geplante Untersuchung wurde nur die Bukkalfläche der Zähne herangezogen.

Es erfolgte eine schonende Trennung der Wurzel jedes Zahnes mit dem Isomet[®] Low Speed Saw der Firma Buehler (Geschwindigkeitsstufe 5, siehe Abbildung 4. rechts), so dass die Zähne in die später notwendigen Metallringe (siehe unten) positioniert werden konnten. Vor dem Ätzen wurden die Bukkalflächen der Molaren mit der ölfreien Polierpaste Zircate[®] (Firma Dentsply) für 15 sec bei 6000 Umdrehungen pro min (grünes Winkelstück) mit einem Bürstchen gereinigt und anschließend für 15 sec abgespült und getrocknet.



Abb. 4. Isomet[®] Low Speed Saw
(Firma Buehler)

4.2. Auswahl der Brackets

Für die Untersuchungen wurden zwei identische Metallbracket-Typen mit Kunststoff unbenetzter bzw. vorbenetzter Basis angewandt:

1) *Uncoated Brackets:*

Modell: Victory Series™ (Firma 3M Unitek), Abbildung 5.

Basisgestaltung: retentive Netzbasis

Bracketbasisgröße: 9,81 mm²



Abb. 5. Victory Series™ Brackets
(Firma 3M Unitek)

2) *Precoated Brackets:*

Modell: Victory Twin APC™ II (Firma 3M Unitek), Abbildung 6.

Basisgestaltung: retentive Netzbasis

Bracketbasisgröße: 9.81 mm²






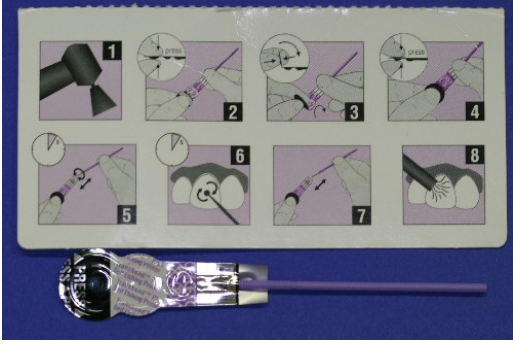


Abb. 6. Victory Twin APC™ II Brackets
(Firma 3M Unitek)

4.3. Vorbehandlung der Schmelzoberfläche

Je nach Versuchsdurchführung erfolgte die Schmelzkonditionierung unter Zuhilfenahme Selbst-Ätzender Primer^{1,2} oder mittels konventioneller Säure-Ätz-Technik. Eine Übersicht der untersuchten Konditionierer ist der Tabelle 1. zu entnehmen.

Tab. 1. Zusammensetzung und Verarbeitung der untersuchten Haftvermittler

Konditionierer (Hersteller)	Zusammensetzung und Chargenkenzeichnung	Verarbeitung
Konventionelle Säure-Ätz-Technik (SÄT)		
Unitek™ Etching Liquid (3M Unitek) 	Ätzflüssigkeit (Ch.-Nr. 030326): 37 % Phosphor- säure	saubere und getrocknete Schmelzoberfläche 30 sec lang konditionieren; mit Wasser 30 sec absprayen; 15 sec mit Druckluft trocknen; Oberfläche muss kreidig-weißes Aussehen aufweisen, ggf. wiederholen
Konventionelle Primer²		
Transbond™ XT Primer ² (3M Unitek) 	konventioneller hydrophober Primer ² (Ch.-Nr. 3BL): 45 - 55 % Bisphenol-A- Diglyzidyletherdimethacrylat, 45 – 55 % Triethylenglykoldimethacrylat	Auftragen einer dünnen Schicht des Primers ² mit einem Bürstchen auf die vorkonditionierte Schmelzoberfläche
Assure® Sealent ² (Reliance Orthodontics) 	konventioneller hydrophiler Primer ² (Ch.-Nr. 048108): Bisphenyldimethacrylat (BPDM), Hydroxyethylmethacrylat (HEMA)	Auftragen einer dünnen Schicht Primer ² mit einem Bürstchen auf die vorkonditionierte Schmelzoberfläche

Selbst-Ätzende Primer^{1,2}		
<p>Transbond™ Plus SEP (3M Unitek)</p> 	<p>Selbst-ätzender lichthärtender Primer^{1,2} (Ch.-Nr. 178301-L3): Wasser, Phosphorsäuremethacrylatester, Phosphinoxide, Stabilizator, Fluoridkomplex, Parabene</p>	<p>die drei Kammern nacheinander herausdrücken und die gelbliche Flüssigkeit mit einem Bürstchen 3 sec lang auf sauberer und getrockneter Schmelzoberfläche einmassieren</p>
<p>First Step™ SEP (Reliance Orthodontics)</p> 	<p>selbst-ätzender licht- und chemischhärtender Primer^{1,2} (Ch.-Nr. 302280200609 und 303120200609 sowie 313815200610 und 313814200610: Zusammensetzung wie bei Transbond™ Plus SEP mit zusätzlich chemischhärtenden Aktivatoren</p>	<p>jeweils 1 Tropfen Part A und 1 Tropfen Part B mit einem Bürstchen vermischen; 8 sec lang in die saubere und getrocknete Schmelzoberfläche einmassieren; Lufttrocknen des Films für 5 sec</p>
<p>IDEAL 1® SEP (GAC)</p> 	<p>selbst-ätzender Primer^{1,2} (Ch.-Nr. 1204G089ID1P): 36 % Wasser, 32 % Ethylalkohol, 21 % 2-Hydroxymethylmethacrylat (HEMA), 8 % 4-Methacryloxyethyltrimellitic-Säure, 3 % Polymerisationsakzeleratoren</p>	<p>Auftragen des Primers^{1,2} mit einem Bürstchen auf saubere, getrocknete Schmelzoberfläche, 20 sec lang aufgetragen lassen</p>

4.4. Verwendeter Versiegler²

In dieser Studie wurde der seit 2003 neu auf dem Markt erschienene Pro SealTM Versiegler² verwendet:




Tab. 2. Zusammensetzung und Verarbeitung des verwendeten Versieglers²

Versiegler ² (Hersteller)	Zusammensetzung und Chargenkennzeichnung	Verarbeitung
Pro Seal TM (Reliance Orthodontics) <div style="text-align: center;">  </div>	"Fluoridfreisetzender lichthärtender Fluoreszenz- Versiegler ² mit Füllstoff" (Ch.-Nr. 405280200708): 10 – 50 % ethoxyliertes Bisphenol-A Diakrylat, 10 – 40 % Urethanakrylateser und 10 – 40 % Polyethylenglykoldiakrylat, Fluoreszenzmittel	Auftragen einer dünnen Schicht Versiegler ² mit einem Bürstchen auf die vorkonditionierte Schmelzoberfläche; 20 sec Lichthärtung

4.5. Übersicht über verwendeten Adhäsive²

Als Adhäsive² wurden in die Versuchsreihe drei in der Kieferorthopädie weit verbreitete Adhäsive² hergenommen:

Tab. 3. Zusammensetzung und Verarbeitung der verwendeten Adhäsive²

Adhäsiv ² (Hersteller)	Zusammensetzung und Chargenkennzeichnung	Verarbeitung
<p>APC™ II Adhesive² (3M Unitek)</p> 	<p>lichthärtendes hydrophobes Komposit auf vorbenetzten Brackets als Weiterentwicklung des Transbond™ XT und nachfolgendem APC™ (Ch.-Nr. G7779RU im Vers. 1,3,4&5; H2302RW im Vers. 2): 12 % BisGMA, 8 % BisEMA, 80 % Siliziumquarzfüller, Campherchinon</p>	<p>Anbringen der vorbenetzten Brackets auf vorkonditionierte Schmelzoberfläche; Überschussentfernung, 20 sec lang Lichtpolymerisation von mesial und 20 sec von distal</p>
<p>Assure® Adhesive² (Reliance Orthodontics)</p> 	<p>lichthärtendes Kompomer (Ch.-Nr. 309290 im Vers. 6-10 bzw. 049319200801 im Vers. 11-12): Zusammensetzung unbekannt</p>	<p>Benetzen der Brackets mit 12 mg Adhäsiv²; Anbringen der benetzten Brackets auf vorkonditionierte Schmelzoberfläche; Überschussentfernung; 20 sec lang Lichtpolymerisation von mesial und 20 sec von distal</p>
<p>IDEAL 1® Adhesive² (GAC)</p> 	<p>lichthärtendes hydrophobes Komposit (Ch.-Nr. 4103ID1ABR): 65,4 % Bariumaluminoborsilikatglas, 14 % Urethodiakrylatoligomer, 9 % Triethylenglykodimethacrylat, 1,6 % Polymerisationsakzeleratoren, 1 % Photoinitiatoren</p>	<p>vorkonditionierte Schmelzoberfläche 3 min isoliert lassen, nach 10 min Benetzen der Brackets mit 12 mg Adhäsiv²; Überschussentfernung; 20 sec lang Lichtpolymerisation von mesial und 20 sec von distal</p>

4.6. Ankleben der Brackets

Um die Versuchsreihen möglichst zu standardisieren wurde bei den verschiedenen Adhäsiven² jeweils gleich verfahren. Da die vorbenetzten APCTM II Brackets exakt 12 mg Adhäsiv² enthalten, wurden zum Benetzen der Standard Victory SeriesTM Brackets mit Assure[®] bzw. IDEAL 1[®] Adhäsiv² mit einer Präzisionswaage auch jeweils exakt 12 mg vorproportioniert, womit die Quantität standardisiert wurde.

Auch die Kraft beim Anbringen der mit Adhäsiv² bestickten Brackets wurde dadurch standardisiert, dass jeweils exakt 300 g für 3 sec mit einer Federwaage (Dial-Type, Firma Dentaurum, Abb. 7.) auf die Brackets ausgeübt wurde.



Abb. 7. Ankleben der Brackets mit der Dial-Type Federwaage (Firma Dentaurum)

4.7. Lichtpolymerisation

Nach dem gründlichen Entfernen der Adhäsiv²überschüsse mit einem Heidemannspatel, erfolgte die Lichtpolymerisation der Adhäsive² jeweils mit einer konventionellen Halogenlampe (OrtholuxTM XT Curing Light, Firma 3M Unitek, Abb. 8.) für immer genau 20 sec von der mesialen und der distalen Bracketseite, bei einem konstanten Abstand von 3 mm und einem Winkel von 45° zur Oberfläche. Die Lichtintensität der Halogenlampe, die in einem Bereich zwischen 400 und 500 nm Wellenlänge liegen muss, wurde zu Beginn jeder Versuchsreihe mit dem Curing Radiometer (Modell 100, Firma Dematron) überprüft, so dass zu jeder Zeit eine ausreichende Polymerisation gewährleistet wurde.



Abb. 8. OrtholuxTM Curing Light (3M)

4.8. Versuchsdurchführung

Basierend auf Vorversuchen bezüglich der Scher-Abschäl-Festigkeit unter den gleichen Testbedingungen, wären 13 Zähne innerhalb jeder Gruppe notwendig um einer Typ I Fehlerwahrscheinlichkeit innerhalb eines zweiseitigen Tests (α) von 0,05 und einer Power von 0,80 gerecht zu werden [49]. Die 300 extrahierten Molaren, die laut Kapitel 4.1. entsprechend vorbehandelt wurden, wurden hierbei in 12 Gruppen zu jeweils 25 Zähnen zugeteilt:

Tab. 4. Übersicht über die Versuchsgruppen

Versuchsgruppe	Konditionierung	ProSeal™	Haftvermittler	Adhäsiv ²
1	SÄT	---	Transbond™ XT Primer	APC™ II
2	SÄT	ja	---	APC™ II
3	SÄT	ja	Transbond™ XT Primer	APC™ II
4	Transbond™ Plus SEP	---	---	APC™ II
5	Transbond™ Plus SEP	ja	---	APC™ II
6	IDEAL 1®	---	---	IDEAL 1®
7	IDEAL 1®	ja	---	IDEAL 1®
8	SÄT	---	Assure® Primer	Assure®
9	SÄT	ja	---	Assure®
10	SÄT	ja	Assure® Primer	Assure®
11	First Step™ SEP	---	---	Assure®
12	First Step™ SEP	ja	---	Assure®

4.9. Vorbehandlung der Versuchsproben

Anbringen des Drahtes und Lagerung im Wasserbad:

Bei jeder Versuchsgruppe wurden nach dem Ankleben der Brackets die Zähne für 5 min isoliert gelassen und anschließend wieder im destillierten Wasser gelagert. Nach 15 min wurde an jedem Bracket ein 5 cm langer Standard Rect. Wire™ Draht .017 x .022 (0,43 X 0,56 mm, Firma 3M Unitek) mit einem Sili –Tie Clear Ligaturring (Firma GAC International) angebracht. Der Draht erleichtert das spätere Einbetten und hilft bei der exakten Ausrichtung des Brackets im Quick Test Gerät. Die Zähne wurden anschließend für exakt 24 h in 37 °C warmen destillierten Wasser gelagert.

Künstliche Alterung durch Temperaturwechselbelastung:

Nach der 24 stündigen Lagerung im Wasserbad wurde jede Versuchsgruppe einem mit destilliertem Wasser gefüllten Thermowechselbad Haake DC1 (Firma Willytec, Abb. 9.) nach ISO 11405 unterzogen. Das Kaltbad wies nach einer Technik von Lee-Knight et al eine Temperatur von 5° C auf, während das Wärmebad eine Temperatur von 55° C aufwies (ISO 11405). Die Zyklenzahl betrug 500 Zyklen mit jeweils 30 sec Dauer und mit einer Abtropfzeit von 5 sec.



Abb. 9. Thermowechselbad Haake DC1 (Firma Willytec)

Einbetten der Proben:

Nachdem die Zähne dem Thermowechselbad ausgesetzt waren, wurden sie für die Testreihe eingebettet. Verwendet wurden hierbei Eisenmuffeln mit 2 cm Höhe, 1,5 mm Dicke und einem Durchmesser von 1,7 cm, in die kaltpolymerisierender Kunststoff (Technovit® 4004, Firma Kulzer, Abbildung 10.) eingelassen wurde.

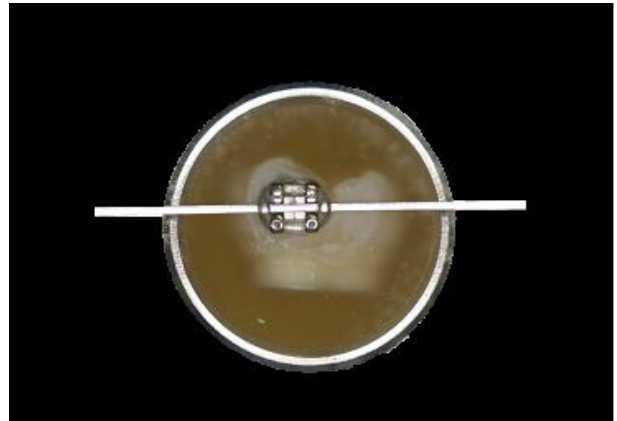


Abb. 10. Beispiel eines eingebetteten Prüfkörpers

4.10. Untersuchung der Scher-Abschäl-Festigkeit

Nach dem Einbetten der Versuchsproben wurde bei jedem Bracket die Scher-Abschäl-Festigkeit in dem quickTest® Gerät (MCE 2000ST, Prüfkörper GmbH, Firma Langenfeld, Abbildung 11.) getestet. Der Prüfvorgang beinhaltet das Aufbringen der Vorlast von der eigentlichen Beanspruchung bis zum Bruch der Probe, wobei das Verhalten der Probe in jeder Phase der Beanspruchung digital gemessen, registriert und dokumentiert wurde. Der Antrieb erfolgte hierbei durch ein geregeltes Gleichstromaggregat, während die PC-Ankopplung die Übernahme und Weiterverarbeitung der Messwerte und eine Steuerung des Prüfablaufes ermöglichte. Die Richtung der ausgeübten Kraft erfolgte in gingivookklusaler Richtung zum aufgeklebten Bracket.

Das durch die **ISO 11405 / 2003** bestimmte Standardverfahren zur Prüfung der Scherfestigkeit aufgeklebter Proben beläuft sich auf 0,75 + / - 0,30 mm / min Geschwindigkeit oder einer Belastung von 50 + / - 2N / min. Die Einstellungen an der Maschinen waren wie folgt: Vorlast 0001 N / Max Weg 010 mm / Max Last 500 N / Geschwindigkeit 0,5 mm / min. Die maximal einwirkende Kraft wurde erfasst und zur Bestimmung der Scher-Abschäl-Festigkeit herangezogen (1 MPa = 1 N/mm²).



Abb. 11. links: Übersichtsaufnahme des quickTest[®] Gerät (Firma Langenfeld) zur Messung der Scher-Abschäl-Festigkeit; rechts: Detailaufnahme einer eingespannten Probe für den Scher-Abschäl-Versuch

4.11. Bestimmung des ARI

Zur Bestimmung des Adhesive Remnant Index (ARI) wurden jeweils die abgegangenen Brackets und die dazugehörigen Zähne mit einem ans Mikroskop angeschlossenen Fotoapparat (Stemi SV 11, Fuji S1 Pro der Firma Zeiss, Vergrößerung: 10fach) fotografiert und in ein übliches Photoshop-Programm übertragen. Unter Zuhilfenahme eines Rasters wurde die bukkale Zahnfläche in vertikale und horizontale Drittel unterteilt, um neun gleiche Zonen zu kreieren. Die Adhäsiv²rückstände auf dem Bracket bzw. auf dem Zahn wurden miteinander verglichen und gegenübergestellt, woraus sich die prozentuellen Anteile ergaben.

Die Unterteilung des ARI erfolgte wie folgt:

- Ein ARI von "0" entspricht 0 % Adhäsiv² am Zahn bzw. 100 % Adhäsiv² am Bracket
- Ein ARI von "1" entspricht < 50 % Adhäsiv² am Zahn bzw. > 50 % Adhäsiv² am Bracket
- Ein ARI von "2" entspricht > 50 % Adhäsiv² am Zahn bzw. < 50 % Adhäsiv² am Bracket
- Ein ARI von "3" entspricht 100 % Adhäsiv² am Zahn bzw. 0 % Adhäsiv² am Bracket
- Ein ARI von "4" entspricht einem Schmelzausriss

4.12. Statistische Auswertung

Die aus den Versuchsdurchführungen erhobenen Daten wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel 2003 von Microsoft erfasst, die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit der Software SPSS 13.0 (SPSS Inc., Chicago, USA).

Die einzelnen Versuchsgruppen wurden einander gegenübergestellt und auf ihre Unterschiede und Gemeinsamkeiten untersucht. Für die Untersuchung der Normalverteilung, als Voraussetzung für den **t-Test** (Test zur Klärung signifikanter Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen bei $p < 0,05$) wurde der **Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest** erhoben, um das Verhalten einer Variablen auf Normalverteilung zu prüfen. Die Gleichheit der Varianzen (bei $p > 0,1$) wurde mit dem **Lavene-Test** untersucht und bei der Interpretation des t-Tests berücksichtigt, während der **Kruskal Wallis Test** beim Lavene-Test-Ergebniss von $p < 0,1$ zur Verifizierung des ANOVA Ergebnisses zum Einsatz kam. Die Einfaktorielle Varianzanalyse **ANOVA (Analysis Of Variance)** wurde hierbei zur Prüfung auf mögliche Abhängigkeiten zwischen den Versuchsgruppen herangezogen. Jede einzelne Versuchsreihe wurde zusätzlich mit dem **Tukey-Test** in Relation den anderen gestellt, was homogene Untergruppen herauskristallisierte. Die anschließende **Weibull Analyse** stellte die Verteilung der Zufallsvariablen als Dichtefunktion dar, wobei im Gegensatz zur Standardabweichung die Asymmetrie der Streuung erfasst wurde.

5. ERGEBNISSE

5.1. Erläuterung der statistischen Parameter

Mittelwert:

Der Mittelwert beschreibt das arithmetische Mittel einer Versuchsgruppe und stellt den Schwerpunkt einer Verteilung dar.

Varianz:

Streuungsmaß einer Verteilung. Die Wurzel der Varianzformel ist die Standardabweichung.

Standardabweichung:

Die Standardabweichung stellt die mittlere Abweichung der Mittelwerte dar und ist somit auch ein Maß für die Streuung der Werte.

Medianwert:

Der Medianwert, oder auch Zentralwert genannt, ist als Punkt in der Mitte definiert: 50% der Messwerte liegen darunter und 50 % darüber.

Signifikanz:

Als signifikant gilt eine Differenz zwischen Prüfgröße und deren Erwartungswert, wenn ihr rein zufälliges Zustandekommen höchst unwahrscheinlich ist. In der klinischen Medizin und Zahnmedizin wird eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $< 5\%$ ($p < 0,05$) als signifikant, von $< 0,1\%$ ($p < 0,01$) als hochsignifikant angesehen.

5.2. Erläuterung der statistischen Tests

Kolmogorov-Smirnoff-Anpassungstest:

Mit dem Kolmogorov-Smirnoff-Anpassungstest wird in der Statistik getestet, ob zwei Wahrscheinlichkeitsverteilungen übereinstimmen.

t-Test:

Der t-Test, oder auch Student-Test genannt, ist ein parametrischer Test zum Vergleich der Mittelwerte zweier voneinander unabhängigen Stichproben aus der Normalverteilung. Der Test stellt die Signifikanz des Unterschiedes dieser Mittelwerte fest.

Levene-Test:

Mit dem Levene-Test kann überprüft werden, ob die Varianzen zweier oder mehrere Gruppen homogen sind. Es wird die Hypothese, dass alle Varianzen gleich sind, gegen die Alternativhypothese geprüft, dass mindestens eine der geprüften Varianzen sich gegen die eine oder die anderen unterscheidet.

Mann-Whitney-U-Test:

Der Mann-Whitney-U-Test kann als Testverteilung zum Vergleich zweier unabhängiger empirischer Stichproben verwendet werden, als nicht parametrisches Äquivalent zum t-Test bei unabhängigen Stichproben.

Kruskal Wallis Test:

Der Kruskal Wallis Test ist eine Erweiterung des Mann-Whitney-U-Tests auf mehr als zwei Stichproben.

ANOVA:

Die Varianzanalyse ANOVA (**AN**alysis **Of** **VA**riance) prüft mehrere Stichproben, ob diese aus derselben Grundgesamtheit stammen können oder nicht (anhand der Varianz).

5.3. Ergebnisse der Versuchsreihe

Zu einer genauen Analyse der Messergebnisse wurden alle Datensätze unter dem statistischen Auswertungssystem SPSS® 13.0 erfasst und verschiedenen statistischen Tests unterzogen. Diese statistische Auswertung hat den Sinn, signifikante, d.h. beobachtete Erscheinungen von zufälligen abzugrenzen, um die Ergebnisse der Versuchsreihen als gesichert ansehen zu können. Die

Irrtumswahrscheinlichkeit (welche aufzeigt, mit welcher Wahrscheinlichkeit ein Ergebnis als rein zufällig auftritt oder einen statistisch gesicherten, signifikanten, Einfluss auf das Ergebnis nimmt) wird dabei in Prozent angegeben.

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

Die Versuchsreihen 1 - 12 wurden zu den Gruppen 1 - 12 zugeordnet und zwecks der besseren Übersicht in Tabelle 5. zusammengefasst. Alle nachfolgenden Gruppenbeschreibungen beziehen sich auf diese Tabelle.

Tab. 5: Übersicht der einzelnen Versuchsgruppen

Gruppe	Versuchsbeschreibung
1	SÄT + Transbond™ XT Primer + APC™ II
2	SÄT + Pro Seal™ + APC™ II
3	SÄT + Pro Seal™ + Transbond™ XT Primer + APC™ II
4	Transbond™ Plus SEP + APC™ II
5	Transbond™ Plus SEP + Pro Seal™ + APC™ II
6	IDEAL 1® SEP + IDEAL 1® adhesive
7	IDEAL 1® SEP + Pro Seal™ + IDEAL 1® adhesive
8	SÄT + Assure® Sealent + Assure® adhesive
9	SÄT + Pro Seal™ + Assure® adhesive
10	SÄT + Pro Seal™ + Assure® Sealent + Assure® adhesive
11	First Step™ SEP + Assure® adhesive
12	First Step™ SEP + Pro Seal™ + Assure® adhesive

Folgende Parameter (Variablen) konnten für jede Versuchsgruppe untersucht werden: die **Haftwerte**, der **ARI** (nach ARTUN und BERGLUND 1984) sowie der **ARI modifiziert** nach LALANI et al (1999).

Um festzustellen, ob Unterschiede zwischen den einzelnen Adhäsiven² im Hinblick auf die Verwendung von dem Primer² bzw. die Verwendung von Pro SealTM bestehen, wurden die jeweiligen Versuchsgruppen einander gegenübergestellt.

Als erstes wurde der Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest herangezogen um festzustellen, ob eine Normalverteilung der Daten vorlag. Bei Normalverteilung ($p > 0,05$) wurden die Daten bei der weiteren statistischen Auswertung dem parametrischen Test für unabhängige Stichproben (T-Test nach Student) unterzogen, um eventuell vorhandene signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Gruppen festzustellen. Bei nicht normal verteilten Daten (Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest $p < 0,05$) wurde als nichtparametrisches Äquivalent für die vorliegenden unabhängigen Stichproben der Mann-Whitney-U-Test herangezogen.

Tab. 6: Gruppen 1-3 [konventionelle SÄT + Primer² + APCTM II Adhäsiv²]
 Gruppe 1: nur mit TransbondTM XT Primer²
 Gruppe 2: nur mit Pro SealTM
 Gruppe 3: mit beiden Primern²

		1			2			3				
		1	2	3	Variablen	Haftwerte	ARI	ARI mod	Haftwerte	ARI	ARI mod	
Haftwerte	Mean	12,30	10,83	11,82	Test	Gruppen	2			3		
	SD	3,98	2,92	2,64			Kolmogorov-Smirnov-Test	1	0,47	0,04	0,12	0,91
ARI mod	Mean	1,76	2,08	2,04	T-Test				0,14		0,40	0,62
	SD	1,48	1,19	1,31	Mann-Whitney U-Test			0,03				
ARI	Mean	0,64	1,12	0,92	Kolmogorov-Smirnov-Test	2				0,70	0,46	0,77
	SD	0,57	0,78	0,70			T-Test				0,22	0,35

Hervorgehobene Werte (Fettdruck mit Stern) kennzeichnen einen signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,05$)

Die meisten der untersuchten Variablen (Haftwerte und der ARI mod) zeigten bei allen drei Gruppen keine signifikanten Unterschiede.

Die Anwendung von Pro SealTM als alleiniger Haftvermittler oder in Kombination mit dem für dieses System empfohlenem TransbondTM XT Primer² hatte keinen Einfluss auf die hier untersuchten Parameter. Eine Ausnahme stellt jedoch der ARI Wert dar,

der einen signifikanten Unterschied beim Vergleich der Gruppe 1 (Mean: $0,64 \pm 0,57$) mit der Gruppe 2 (Mean: $1,12 \pm 0,78$) aufzeigte ($p = 0,03$). Dieser signifikante Unterschied ist dahingehend zu werten, dass bei Verwendung von Pro Seal™ als alleiniger Haftvermittler im direkten Vergleich zu dem konventionell verwendeten Primer² (Transbond™ XT) nach Bracketentfernung vermehrt Adhäsiv² am Zahnschmelz verblieben ist.

Insbesondere ist hervorzuheben, dass es durch die Anwendung von Pro Seal™ zu keiner signifikanten Senkung der Scher-Abschäl-Festigkeit kam.

Tab. 7: Gruppen 4 und 5 [SEP Transbond™ Plus + (Pro Seal™) + APC™ II Adhäsiv²]

		4	5					
Haftwerte	Mean	11,54	11,64	Variablen	Haftwerte	ARI	ARI mod	
	SD	2,49	3,14		Gruppen	5		
ARI mod	Mean	1,92	1,72	4	Kolmogorov-Smirnov-Test	0,71	0,67	0,68
	SD	1,63	1,46			T-Test	0,89	0,14
ARI	Mean	0,48	0,76					
	SD	0,51	0,78					

Zwischen den Gruppen 4 und 5 konnten bezüglich der erhobenen Parameter - auch hinsichtlich des ARI - keine signifikanten Unterschiede erfasst werden.

Tab. 8: Gruppen 6 und 7 [SEP IDEAL 1® + (Pro Seal™) + IDEAL 1® Adhäsiv²]

		6	7					
Haftwerte	Mean	6,27	6,10	Variablen	Haftwerte	ARI	ARI mod	
	SD	1,17	1,29		Gruppen	7		
ARI mod	Mean	2,60	1,96	6	Kolmogorov-Smirnov-Test	0,99	0,03	0,03
	SD	0,65	0,84			T-Test	0,65	
ARI	Mean	2,60	1,96					
	SD	0,65	0,84					
				Mann-Whitney-U-Test		0,006*	0,006*	

Hervorgehobene Werte (Fettdruck mit Stern) kennzeichnen signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,05$)

Beim Vergleich der Gruppen 6 und 7 zeigten sich lediglich signifikante Unterschiede bezüglich des prozentualen Anteils an verbliebenem Adhäsiv² auf dem Zahnschmelz (ARI: p = 0,006; ARI mod: p = 0,006).

Bei zusätzlicher Verwendung von Pro Seal™ konnte ein verminderter ARI und ARI mod festgestellt werden, was für weniger verbliebenem Adhäsiv² auf dem Schmelz nach Bracketentfernung spricht.

Tab. 9: Gruppen 8-10 [konventionelle SÄT + Primer + Assure® Adhäsiv²]
 Gruppe 8: nur mit Assure® Sealant²
 Gruppe 9: nur mit Pro Seal™
 Gruppe 10: mit beiden Primern²

		Variablen			Haftwerte	ARI	ARI mod	Haftwerte	ARI	ARI mod	
		8	9	10	8			9			
Haftwerte	Mean	6,45	8,43	9,32	8	0,02	0,001	0,001	0,08	0,02	0,02
	SD	2,98	1,67	5,22							
ARI mod	Mean	1,32	2,00	1,76	8	0,009*	0,007*	0,001*	0,016*	0,021*	0,024*
	SD	0,99	0,91	0,88							
ARI	Mean	1,00	1,52	1,44	9	0,28	0,71	0,38	0,42	0,71	0,35
	SD	0,65	0,77	0,71							

Hervorgehobene Werte (Fettdruck mit Stern) kennzeichnen signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen (p < 0,05)

Ein signifikanter Unterschied konnte bezüglich der Haftwerte (p < 0,05) und des verbliebenen Adhäsives² auf der Schmelzoberfläche zwischen Gruppe 8 und 9 sowie zwischen Gruppe 8 und 10 festgestellt werden. Zwischen den Gruppen, die Pro Seal™ als Haftvermittler enthielten (entweder als alleiniger Haftvermittler oder auch zusammen mit dem vom Hersteller empfohlenen Primer²) waren keine Unterschiede zu erkennen.

Im Einzelnen konnte bei Verwendung von Pro Seal™ (Gruppe 9) sowie bei Verwendung von Pro Seal™ zusammen mit dem konventionellen Primer² (Gruppe 10) jeweils im direkten Vergleich zur Gruppe 8 signifikant höhere Haftwerte (p = 0,009 und respektive p = 0,016) sowie auch höhere ARI- und ARI mod Werte festgestellt werden. Auch hier zeigte die Verwendung von Pro Seal™ einen vermehrten Verbleib von Adhäsiv² auf dem Zahnschmelz.

Tab. 10: Gruppen 11 und 12 [First Step™ + (Pro Seal™) + First Step™ Adhäsiv²]

		11	12	Variablen	Haftwerte	ARI	ARI mod		
Haftwerte	<i>Mean</i>	3,01	3,08	Test	Gruppen	12			
	<i>SD</i>	1,41	2,05						
ARI mod	<i>Mean</i>	0,80	1,11			11	0,48	0,05	0,09
	<i>SD</i>	0,82	0,00				0,89		0,57
ARI	<i>Mean</i>	0,64	0,32						0,047*
	<i>SD</i>	0,49	0,47			<i>Kolmogorov-Smirnov-Test</i>			
				<i>T-Test</i>					
				<i>Mann-Whitney-U-Test</i>					

Hervorgehobene Werte (Fettdruck mit Stern) kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,05$)

Die Haftwerte und der ARI mod der vergleichenden Gruppen 11 und 12 zeigten keine signifikanten Unterschiede. Lediglich der ARI zeigte einen schwach signifikanten Unterschied ($p = 0,05$) der für einen geringeren ARI Wert bei Verwendung von Pro Seal™ steht.

5.4. Vergleichende Auswertung aller Resultate der Versuchsgruppen

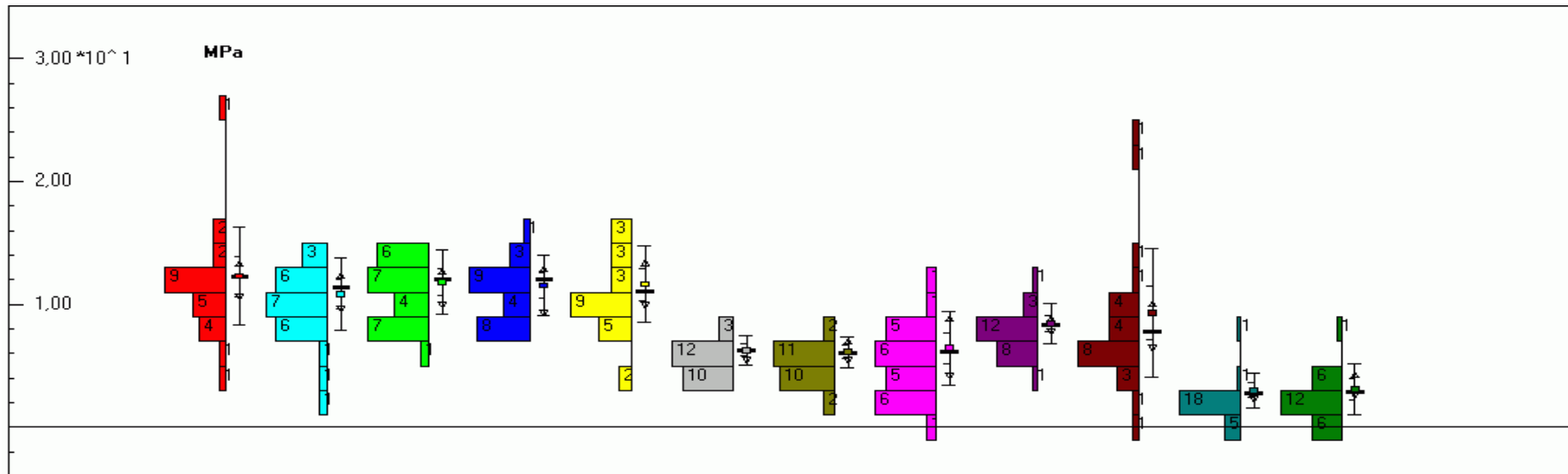
Die Abhängigkeiten aller Messergebnisse (Haftwerte, ARI und ARI mod) der Versuchsreihen untereinander wurden ermittelt und bezüglich ihrer Homogenität geprüft. Es wurden jeweils die Mittelwerte (*Mean*), Standardabweichung (*SD*) und die Medianwerte (*Median*) ermittelt. Die unter verschiedenen Aspekten zusammengehörigen Gruppen wurden dem Lavene-Test unterzogen, um zu überprüfen, ob die Varianzen zweier oder mehrerer Gruppen homogen ($p > 0,1$) oder nicht homogen ($p < 0,1$) sind. Eine Varianzanalyse (ANOVA) sowie der post hoc Tukey-Test wurden herangezogen ($p < 0,05$ für signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen; $p > 0,05$ für keine signifikanten Unterschiede). Zuletzt wurde der Kruskal Wallis Test ($p < 0,05$ für signifikante Werte; $p > 0,05$ für nicht signifikante Werte) bei nicht vorliegender Homogenität (Lavene-Test) zur Verifizierung des ANOVA Ergebnisses angewandt.

Tab. 11: Alle Gruppen

Materialien		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
N		25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25
Haftwerte	Mean	12,30 ^E	10,83 ^{CDE}	11,82 ^{DE}	11,54 ^{DE}	11,64 ^{DE}	6,27 ^B	6,10 ^B	6,45 ^B	8,43 ^{BC}	9,32 ^{CD}	3,01 ^A	3,08 ^A
	SD	3,98	2,92	2,64	2,49	3,14	1,17	1,29	2,98	1,67	5,22	1,41	2,05
	Median	12,24	11,36	12,06	12,06	11,08	6,25	6,05	6,13	8,29	7,82	2,78	2,91
Lavene-Test		0,0001											
ANOVA		0,0001*											
Kruskal Wallis Test		0,0001*											
Weibull-Analyse	m	3,76	3,37	5,17	5,39	3,90	6,46	5,65	2,13	6,18	2,17	3,02	2,20
	σ_0	13,64	12,20	12,84	12,52	12,92	6,73	6,61	7,39	9,07	10,53	3,36	3,77
ARI mod	Mean	1,76 ^{BCD}	2,08 ^{CD}	2,04 ^{CD}	1,92 ^{CD}	1,72 ^{BCD}	2,60 ^D	1,96 ^{CD}	1,32 ^{ABC}	2,00 ^{CD}	1,76 ^{BCD}	0,80 ^{AB}	0,64 ^A
	SD	1,48	1,19	1,31	1,63	1,46	0,65	0,84	0,99	0,91	0,88	0,82	1,11
	Median	1,00	2,00	1,00	1,00	1,00	3,00	2,00	1,00	2,00	2,00	1,00	0,00
Lavene-Test		0,0001											
ANOVA		0,0001*											
Kruskal Wallis Test		0,0001*											
ARI	Mean	0,640 ^{ABC}	1,12 ^{CD}	0,92 ^{ABCD}	0,48 ^{AB}	0,76 ^{ABC}	2,60 ^F	1,96 ^E	1,00 ^{BCD}	1,52 ^{DE}	1,44 ^{DE}	0,64 ^{ABC}	0,32 ^A
	SD	0,57	0,78	0,70	0,51	0,78	0,65	0,84	0,65	0,77	0,71	0,49	0,48
Lavene-Test		0,075											
ANOVA		0,0001*											
Kruskal Wallis Test		0,0001*											

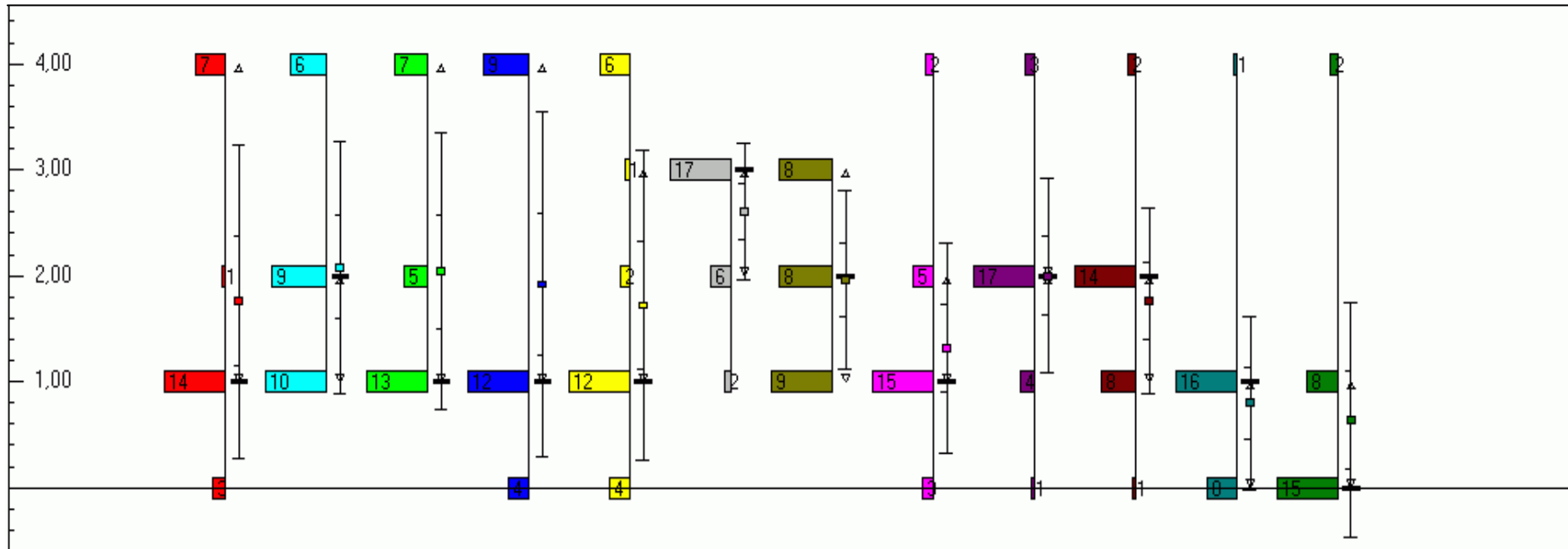
Mittelwerte (Mean), Standardabweichung (SD) und Medianwerte (Median). Ungleiche Buchstaben ($p < 0,05$; Tukey-Test) und hervorgehobene Werte (Fettdruck mit Stern) kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

Diagramm 1: Haftwerte aller Gruppen in MPa



Bezüglich der Haftwerte konnte mittels der einfaktoriellen ANOVA keine signifikanten Abhängigkeiten zwischen den Gruppen festgestellt werden. Aufgrund einer vorliegenden Ungleichheit der Varianzen (Lavene $p < 0,1$) wurde der Kruskal Wallis Test zur Verifizierung der ANOVA-Ergebnisse herangezogen. Bei Betrachtung der erreichten Haftwerte aller Gruppen kann anhand der Zuordnung zu den unterschiedlichen Buchstaben festgestellt werden, welche Gruppen untereinander signifikante Unterschiede aufwiesen (siehe Tabelle 11.). Betrachtet man rein deskriptiv die erzielten Haftwerte, dann wird ersichtlich, dass das APCTM II Adhäsiv² (Gruppen 1-5), gefolgt vom Assure[®] Adhäsiv² unter SÄT Konditionierung Gruppen 8-10), dem IDEAL 1[®] Adhäsiv² (Gruppen 6 und 7) und schließlich dem Assure[®] Adhäsiv² unter First StepTM SEP Konditionierung (Gruppen 11 und 12) die höchsten Mittelwerte aufweist. Die Charakterisierung der einzelnen Haftwerte ist jedoch erst zusätzlich mit der Weibull - Analyse - aufgrund ihrer hohen Aussagekraft - sinnvoll. Der Weibull Modulus (m) beschreibt dabei die Streuung. Die charakteristische Haftfestigkeit (σ_0) entspricht der einer Überlebenswahrscheinlichkeit von 63,2 %. Hohe σ_0 Werte und insbesondere hohe m Werte werden bevorzugt.

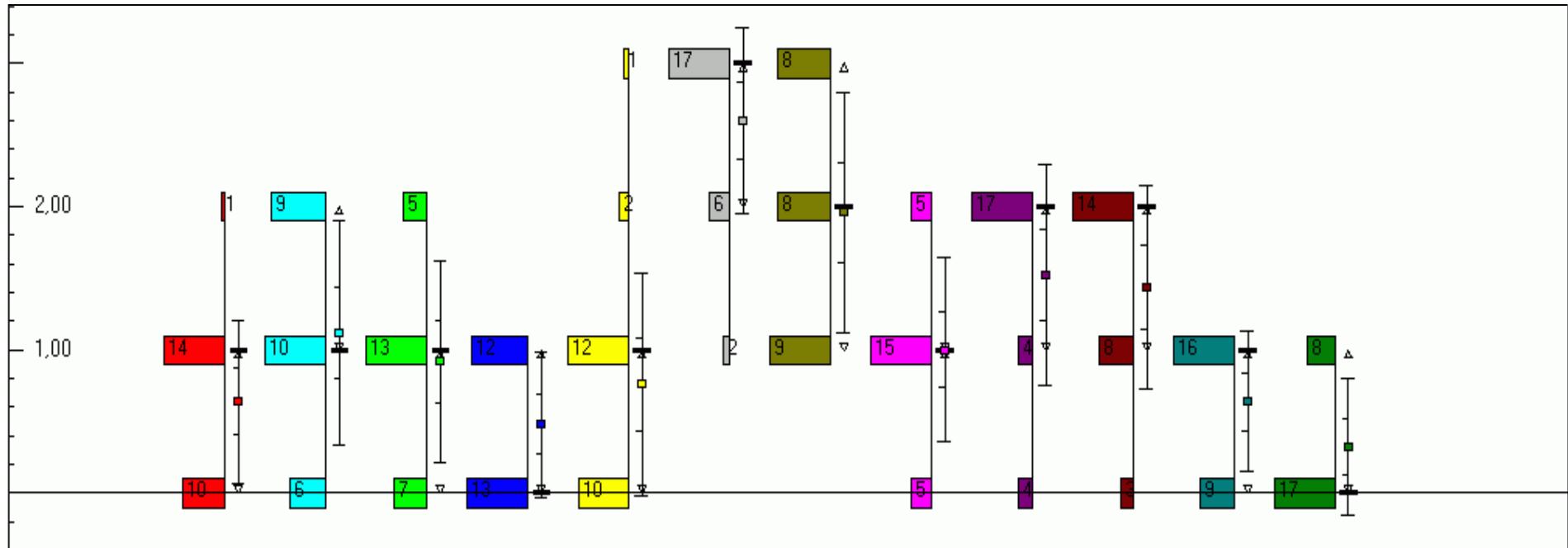
Diagramm 2: ARI mod aller Gruppen



Bezüglich der ARI mod Werte konnten mittels der einfaktoriellen ANOVA keine signifikanten Abhängigkeiten zwischen den Gruppen festgestellt werden. Aufgrund einer vorliegenden Ungleichheit der Varianzen (Lavene $p < 0,1$) wurde auch hier der Kruskal Wallis Test zur Verifizierung der ANOVA - Ergebnisse herangezogen.

Es konnte festgestellt werden, dass bei den in den Gruppen 11 und 12 erzielten Haftwerten, die im Vergleich zu den anderen Gruppen geringer ausfielen, auch ein geringer ARI mod entsprechend zu verzeichnen war. Dies deutet darauf hin, dass der Verbund tatsächlich bei diesen zwei Gruppen geringer ausfiel. Lediglich für die Gruppe 8 konnte ein entsprechend niedriger ARI mod Wert, trotz des mittelwertig ersichtlich höheren Haftwertes, gefunden werden.

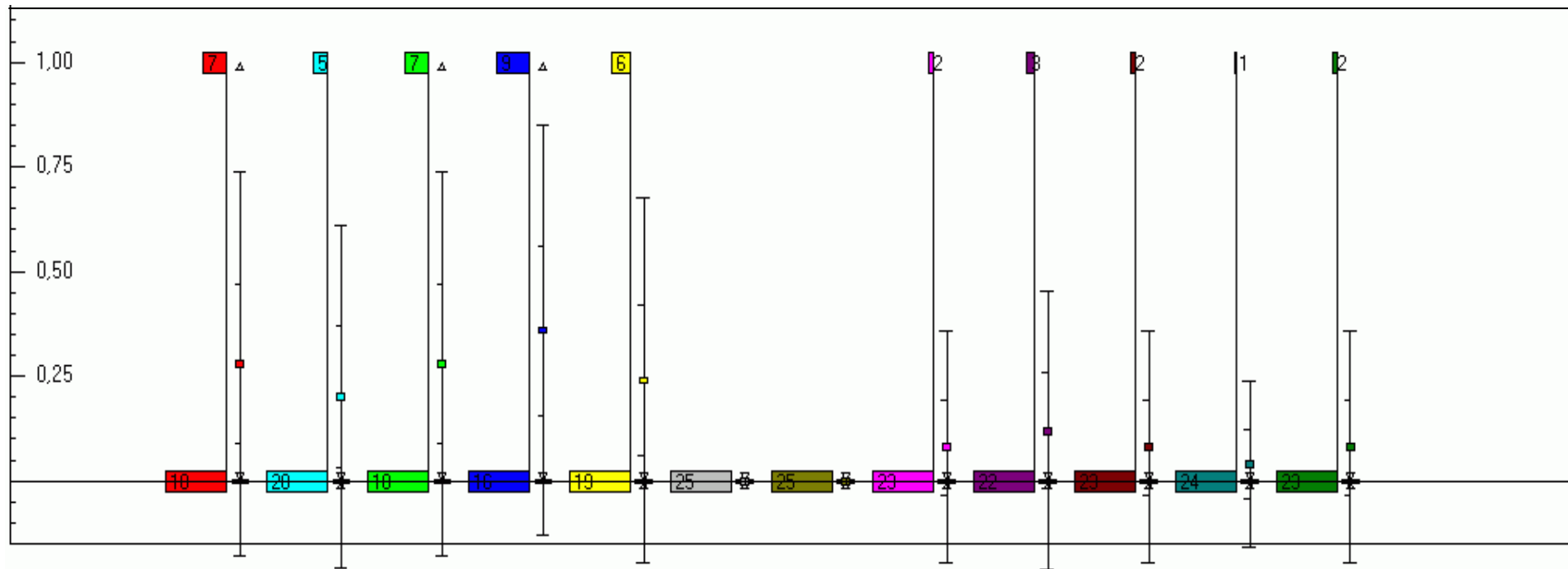
Diagramm 3: ARI aller Gruppen



Auch für die ARI Werte konnten mittels der einfaktoriellen ANOVA keine signifikanten Abhängigkeiten zwischen den Gruppen festgestellt werden. Aufgrund einer vorliegenden Ungleichheit der Varianzen (Lavene $p < 0,1$) wurde auch hier, wie bei den zwei anderen Parametern der Kruskal Wallis Test zur Verifizierung der ANOVA-Ergebnisse herangezogen.

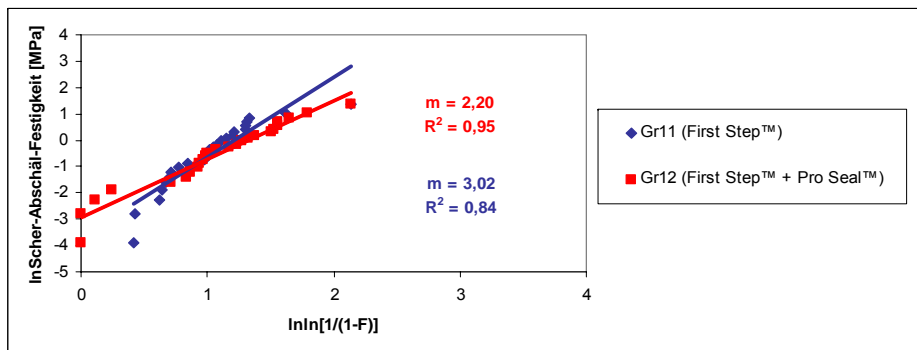
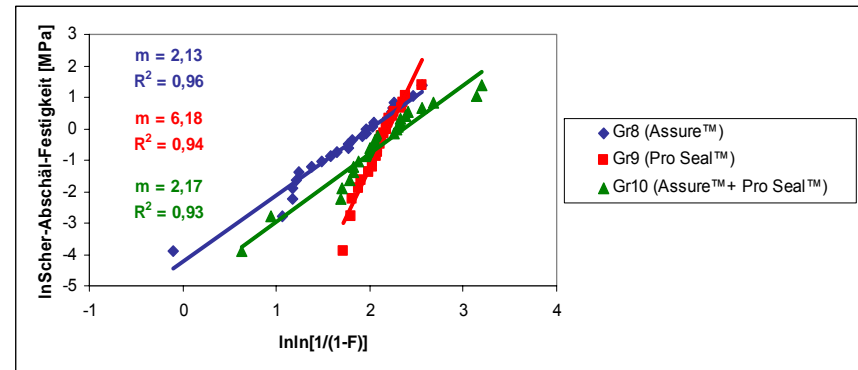
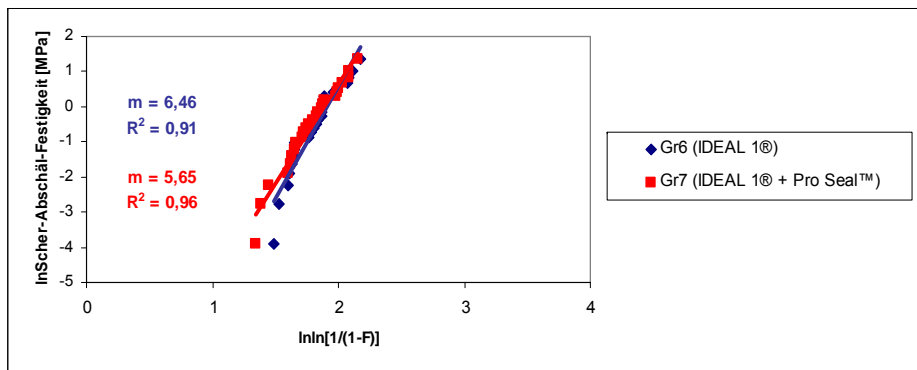
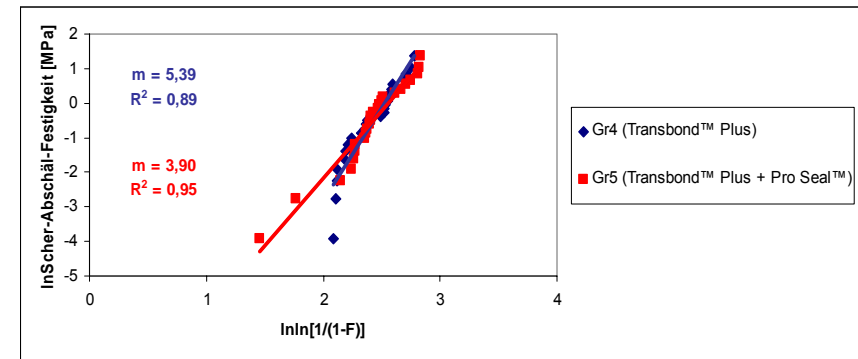
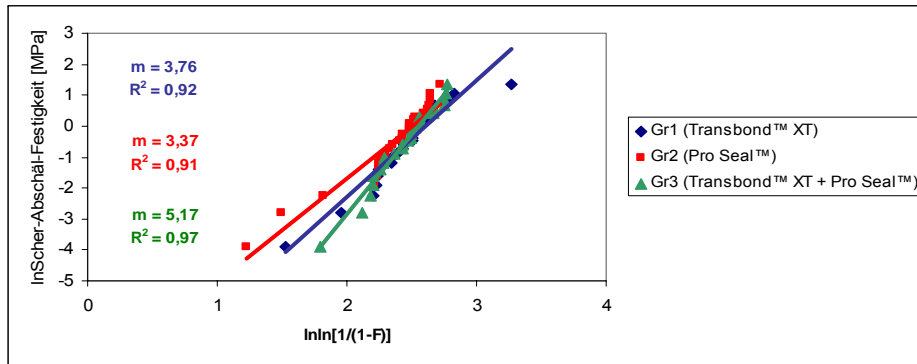
Die für den ARI mod geltende Aussage bezüglich der Gruppen 11, 12 und 8 konnten hiermit nicht bestätigt werden. Dies lässt darauf schließen, dass die Anzahl der Schmelzausrisse bei den einzelnen Gruppen einen Einfluss darauf ausgeübt haben könnte.

Diagramm 4: Schmelzausrisse aller Gruppen



Deskriptiv wird ersichtlich, dass vermehrte Schmelzausrisse bei Verwendung von APC™ II als Adhäsiv² (Gruppe 1-5) zu verzeichnen waren. Insgesamt konnten in diesen Gruppen 35 Schmelzausrisse beobachtet werden. In den übrigen Gruppen (Gruppe 6-12) war dies nur 10 Mal der Fall, wobei für die Gruppen 6 und 7, also bei Verwendung von IDEAL 1®, gar keine Schmelzausrisse zu verzeichnen waren.

Diagramm 5a-e: Scher-Abschäl-Festigkeit



Tab. 12: Gruppen mit Verwendung von Selbst-Ätzenden Primern^{1,2} zur Konditionierung jedoch ohne Pro Seal™

Materialien		4	6	11
N		25	25	25
Haftwerte	Mean	11,54 ^C	6,27 ^B	3,01 ^A
	SD	2,5	1,17	1,41
	Median	11,36	6,25	2,78
Lavene-Test		0,0001		
ANOVA		0,0001*		
Kruskal Wallis Test		0,0001*		
Weibull-Analyse	m	5,39	6,46	3,02
	σ_0	12,53	6,73	3,36
ARI mod	Mean	1,92 ^A	2,60 ^B	0,80 ^A
	SD	1,63	0,65	0,82
	Median	1,00	3,00	1,00
Lavene-Test		0,0001		
ANOVA		0,0001*		
Kruskal Wallis Test		0,0001*		
ARI	Mean	0,48 ^A	2,60 ^B	0,64 ^A
	SD	0,51	0,65	0,49
	Median	0,00	3,00	1,00
Lavene-Test		0,37		
ANOVA		0,0001*		

Mittelwerte (Mean), Standardabweichung (SD) und Medianwerte (Median). Ungleiche Buchstaben und hervorgehobene Werte (Fettdruck mit Stern) kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,05$; Tukey-Test).

Die statistischen Tests zeigten keine signifikanten Abhängigkeiten bezüglich der erhobenen Parameter innerhalb der drei zu vergleichenden Gruppen.

Deskriptiv hervorzuheben ist, dass die mit Abstand höchsten Haftwerte das APC™ II Adhäsiv² mit der Transbond™ Plus SEP Konditionierung zu verzeichnen hatte. Dies wird durch die Weibull-Parameter (σ_0, m) bestätigt.

Tab. 13: Gruppen mit Verwendung von Selbst-Ätzenden Primern^{1,2} zur Konditionierung jedoch mit Pro Seal™

Materialien		5	7	12
N		25	25	25
Haftwerte	Mean	11,64 ^C	6,11 ^B	3,08 ^A
	SD	2,14	1,29	2,05
	Median	11,08	6,05	2,91
Lavene-Test		0,009		
ANOVA		0,0001*		
Kruskal Wallis Test		0,0001*		
Weibull-Analyse	m	3,90	5,65	2,20
	σ_0	12,92	6,61	3,77
ARI mod	Mean	1,72 ^B	1,96 ^B	0,64 ^A
	SD	1,46	0,84	1,11
	Median	1,00	2,00	0,00
Lavene-Test		0,100		
ANOVA		0,0001*		
Kruskal Wallis Test		0,0001*		
ARI	Mean	0,76 ^A	1,96 ^B	0,32 ^A
	SD	0,78	0,84	0,48
	Median	1,00	2,00	0,00
Lavene-Test		0,07		
ANOVA		0,0001*		

Mittelwerte (Mean), Standardabweichung (SD) und Medianwerte (Median). Ungleiche Buchstaben und hervorgehobene Werte (Fettdruck mit Stern) kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,05$; Tukey-Test).

Die Ergebnisse der Haftwerte, ARI und ARI mod verhalten sich bei Konditionierung mit Selbst-ätzenden Primern^{1,2} und unter Verwendung von Pro Seal™ entsprechend denen ohne Verwendung von Pro Seal™.

Auch bei Verwendung von Pro Seal™ konnte für Transbond™ Plus SEP die mittelwertig höchsten Haftwerte verzeichnet werden. Auch hier konnte der deutliche Unterschied mittels der Weibull-Parameter unterstrichen werden.

Tab. 14: Gruppen mit Verwendung von Pro Seal™

Materialien		2	3	5	7	9	10	12
N		25	25	25	25	25	25	25
Haftwerte	Mean	10,83 ^{CD}	11,82 ^D	11,64 ^D	6,11 ^B	8,43 ^{BC}	9,32 ^{CD}	3,08 ^A
	SD	2,92	2,64	3,14	1,29	1,67	5,22	2,05
	Median	11,36	12,06	11,08	6,05	8,29	7,82	2,91
Lavene-Test		0,0001						
ANOVA		0,0001*						
Kruskal Wallis Test		0,0001*						
Weibull-Analyse	m	3,37	5,17	3,90	5,65	6,18	2,17	2,20
	σ_0	12,20	12,84	12,92	6,61	9,07	10,53	3,77
ARI mod	Mean	2,08 ^B	2,04 ^B	1,72 ^B	1,96 ^B	2,00 ^B	1,76 ^B	0,64 ^A
	SD	1,19	1,31	1,46	0,84	0,93	0,88	1,11
	Median	2,00	1,00	1,00	2,00	2,00	2,00	0,00
Lavene-Test		0,0001						
ANOVA		0,0001*						
Kruskal Wallis Test		0,0001*						
ARI	Mean	1,12 ^{BC}	0,92 ^{ABC}	0,76 ^{AB}	1,96 ^D	1,52 ^{CD}	1,44 ^{CD}	0,32 ^A
	SD	0,78	0,70	0,78	0,84	0,77	0,71	0,48
	Median	1,00	1,00	1,00	2,00	2,00	2,00	0,00
Lavene-Test		0,29						
ANOVA		0,0001*						

Tab. 15: Gruppen ohne Verwendung von Pro Seal™

Materialien		1	4	6	8	11
N		25	25	25	25	25
Haftwerte	Mean	12,30	11,54	6,27	6,45	3,01 ^A
	SD	3,98	2,49	1,17	2,98	1,41
	Median	12,24	12,06	6,25	6,13	2,78
Lavene-Test		0,0001				
ANOVA		0,0001*				
Kruskal Wallis Test		0,0001*				
Weibull-Analyse	m	3,76	5,39	6,46	2,13	3,02
	σ_0	13,64	12,52	6,73	7,39	3,36
ARI mod	Mean	1,76 ^{BC}	1,92 ^{BC}	2,60 ^C	1,32 ^{AB}	0,80 ^A
	SD	1,48	1,63	0,65	0,99	0,82
	Median	1,00	1,00	3,00	1,00	1,00
Lavene-Test		0,0001				
ANOVA		0,0001*				
Kruskal Wallis Test		0,0001*				
ARI	Mean	0,64 ^{AB}	0,48 ^A	2,60 ^C	1,00 ^B	0,64 ^{AB}
	SD	0,57	0,51	0,65	0,65	0,49
	Median	1,00	0,00	3,00	1,00	1,00
Lavene-Test		0,47				
ANOVA		0,0001*				

Mittelwerte (Mean), Standardabweichung (SD) und Medianwerte (Median). Ungleiche Buchstaben und hervorgehobene Werte (Fettdruck mit Stern) kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,05$; Tukey-Test)

Mittels der statistischen Tests konnte kein signifikanter Zusammenhang bezüglich der Haftwerte, des ARI und des ARI mod festgestellt werden. Der Kruskal Wallis Test verifiziert die Ergebnisse der einfaktoriellen ANOVA. Deskriptiv, sowie auch anhand der Gruppeneinteilung durch den Tukey-Test, ist deutlich zu erkennen, dass bei Verwendung von First Step™ (Gruppe 11 und 12) die

geringsten Haftwerte vorliegen. Eine Tatsache, die durch die geringe charakteristische Haftfestigkeit (σ_0) ersichtlich wird (Gruppe 11: $\sigma_0 = 3,36$; Gruppe 12: $\sigma_0 = 3,77$).

Tab. 16: Gruppen mit Verwendung von Assure[®] Adhäsiv²

Materialien		8	9	10	11	12
N		25	25	25	25	25
Haftwerte	<i>Mean</i>	6,45	8,43 ^{BC}	9,32 ^C	3,01 ^A	3,08 ^A
	<i>SD</i>	2,98	1,67	5,22	1,41	2,05
	<i>Median</i>	6,13	8,29	7,82	2,78	2,91
Lavene-Test		0,0001				
ANOVA		0,0001*				
Kruskal Wallis Test		0,0001*				
Weibull-Analyse	<i>m</i>	2,13	6,18	2,17	3,02	2,20
	σ_0	7,39	9,07	10,53	3,36	3,77
ARI mod	<i>Mean</i>	1,32 ^{AB}	2,00 ^B	1,76 ^B	0,80 ^A	0,64 ^A
	<i>SD</i>	0,99	0,91	0,88	0,82	1,11
	<i>Median</i>	1,00	2,00	2,00	1,00	0,00
Lavene-Test		0,55				
ANOVA		0,0001*				
ARI	<i>Mean</i>	1,00 ^{BC}	1,52 ^D	1,44 ^{CD}	0,64 ^{AB}	0,32 ^A
	<i>SD</i>	0,65	0,77	0,71	0,49	0,48
	<i>Median</i>	1,00	2,00	2,00	1,00	0,00
Lavene-Test		0,018				
ANOVA		0,0001*				
Kruskal Wallis Test		0,0001*				

Die statistischen Tests ergaben auch bei Verwendung des Assure[®] Adhäsives² bezüglich der Haftwerte, des ARI mod und des ARI keinen signifikanten Zusammenhang zwischen den einzelnen Gruppen. Auch hier erfolgte bei Bedarf die Verifizierung mittels des Kruskal Wallis Tests.

Deutlich wird auch hier, dass die Verwendung von First Step[™] signifikante Einbuße der Haftwerte nach sich zog.

Mittelwerte (Mean), Standardabweichung (SD) und Medianwerte (Median). Ungleiche Buchstaben und hervorgehobene Werte (Fettdruck mit Stern) kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,05$; Tukey-Test)

Tab. 17: Gruppen mit SÄT und APC™ II als Adhäsiv²

Materialien		1	2	3
N		25	25	25
Haftwerte	Mean	12,30 ^A	10,83 ^A	11,82 ^A
	SD	3,98	2,92	2,64
	Median	12,24	11,36	12,06
Lavene-Test		0,75		
ANOVA		0,27		
Weibull-Analyse	m	3,76	3,37	5,17
	σ_0	13,64	12,2	12,84
ARI mod	Mean	1,76 ^A	2,08 ^A	2,04 ^A
	SD	1,48	1,18	1,31
	Median	1,00	2,00	1,00
Lavene-Test		0,22		
ANOVA		0,65		
ARI	Mean	0,64 ^A	1,12 ^B	0,92 ^{AB}
	SD	0,57	0,78	0,70
	Median	1,00	1,00	1,00
Lavene-Test		0,46		
ANOVA		0,05		

Mittelwerte (Mean), Standardabweichung (SD) und Medianwerte (Median)

Die einfaktorielle ANOVA stellte keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen fest (Haftwerte $p = 0,27$ ARI mod $p = 0,65$; ARI $p = 0,05$).

Die in dieser Untergruppe erzielten Haftwerte lagen im Mittelwert über 10 MPa und zeigten, zusammen mit jenen der Gruppe 4 und 5, auch die besten Werte bezüglich der Weibull-Parameter.

Tab. 18: Gruppen mit SÄT und Assure® als Adhäsiv²

Materialien		8	9	10
N		25	25	25
Haftwerte	Mean	6,45 ^A	8,43 ^{AB}	9,32 ^B
	SD	2,98	1,67	5,22
	Median	6,13	8,29	7,82
Lavene-Test		0,005		
ANOVA		0,019*		
Kruskal Wallis Test		0,015*		
Weibull-Analyse	m	2,13	6,18	2,17
	σ_0	7,39	9,07	10,53
ARI mod	Mean	1,32 ^A	2,00 ^B	1,76 ^{AB}
	SD	0,99	0,91	0,88
	Median	1,00	2,00	2,00
Lavene-Test		0,52		
ANOVA		0,037*		
ARI	Mean	1,00 ^A	1,52 ^B	1,44 ^{AB}
	SD	0,65	0,77	0,74
	Median	1,00	2,00	2,00
Lavene-Test		0,060		
ANOVA		0,025*		
Kruskal Wallis Test		0,011*		

Mittelwerte (Mean), Standardabweichung (SD) und Medianwerte (Median). Ungleiche Buchstaben und hervorgehobene Werte (Fettdruck mit Stern) kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,05$; Tukey-Test)

Die statistischen Tests ergaben bezüglich der Haftwerte und der ARI Werte keinen signifikanten Zusammenhang zwischen den einzelnen Gruppen. Dies konnte bei nicht vorliegender Homogenität mittels des Kruskal Wallis Tests bestätigt werden.

Die in dieser Untergruppe erzielten Haftwerte lagen im Mittelwert deutlich unter 10 MPa, obwohl eine konventionelle SÄT zur Konditionierung herangezogen wurde.

Tab. 19: Alle Gruppen mit Verwendung der konventionellen SÄT

Materialien		1	2	3	8	9	10
N		25	25	25	25	25	25
Haftwerte	Mean	12,298 ^D	10,832 ^{BCD}	11,816 ^{CD}	6,448 ^A	8,431 ^{AB}	9,324 ^{BC}
	SD	3,982	2,920	2,635	2,975	1,670	5,224
	Median	12,243	11,356	12,059	6,126	8,288	7,819
Lavene-Test		0,028					
ANOVA		0,0001*					
Kruskal Wallis Test		0,0001*					
Weibull-Analyse	m	3,76	3,37	5,17	2,13	6,18	2,17
	σ_0	13,64	12,20	12,84	7,39	9,07	10,53
ARI mod	Mean	1,760 ^A	2,080 ^A	2,040 ^A	1,320 ^A	2,000 ^A	1,760 ^A
	SD	1,480	1,187	1,306	0,988	0,913	0,879
	Median	1,000	2,000	1,000	1,000	2,000	2,000
Lavene-Test		0,001					
ANOVA		0,181					
Kruskal Wallis Test		0,030*					
ARI	Mean	0,640 ^A	1,120 ^{ABC}	0,920 ^{AB}	1,000 ^{ABC}	1,520 ^C	1,440 ^{BC}
	SD	0,569	0,781	0,702	0,645	0,770	0,712
	Median	1,000	1,000	1,000	1,000	2,000	2,000
Lavene-Test		0,187					
ANOVA		0,0001*					

Mittelwerte (Mean), Standardabweichung (SD) und Medianwerte (Median). Ungleiche Buchstaben und hervorgehobene Werte (Fettdruck mit Stern) kennzeichnen signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p < 0,05$; Tukey-Test).

Bei Betrachtung aller Gruppen, die eine konventionelle SÄT als Konditionierungsmethode gemein haben, waren hoch signifikante Unterschiede, was die Haftwerte betrifft, zu finden.

Deskriptiv betrachtet konnten bei den Gruppen, bei welchen APCTM II als Adhäsiv² angewandt wurde, im Mittelwert die größten Haftwerte erzielt werden. Dies war unabhängig davon, welcher Haftvermittler benutzt wurde. Auch diese Aussage kann mittels der Weibull-Parameter bestätigt werden.

Beim modifizierten ARI schien es keine hochsignifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen zu geben. Lediglich bei der Verifizierung mittels des Kruskal Wallis Tests konnte ein geringes Signifikanzniveau erreicht werden.

5.5. Ergebnisse des Adhesive Remant Index (nach LALANI et al)

Der 1999 nach LALANI et al erweiterte ARI, welcher die Menge des Adhäsives² nach dem „Debracketing“ am Zahn bestimmt, wurde für alle Versuchsgruppen in Tab 6. dargestellt und gliederte sich in 5 Möglichkeiten (Scores) auf:

Möglichkeit 0: kein Adhäsiv² am Zahn

Möglichkeit 1: weniger als die Hälfte des Adhäsives² am Zahn

Möglichkeit 2: mehr als die Hälfte des Adhäsives² am Zahn

Möglichkeit 3: das ganze Adhäsiv² am Zahn mit einer Bracketimpression

Möglichkeit 4: Schmelzausriss

Tab. 20: ARI mod für die Versuchsgruppen 1-12

Gruppe		0	1	2	3	4
1	N	3	14	1	0	7
	%	12	56	4	0	28
2	N	0	10	9	0	6
	%	0	40	36	0	24
3	N	0	13	5	0	7
	%	0	52	20	0	28
4	N	4	12	0	0	9
	%	16	48	0	0	36
5	N	4	12	2	1	6
	%	16	48	8	4	24
6	N	0	2	6	17	0
	%	0	8	24	68	0
7	N	0	9	8	8	0
	%	0	36	32	32	0
8	N	3	15	5	0	2
	%	12	60	20	0	8
9	N	1	4	17	0	3
	%	4	16	68	0	12
10	N	1	8	14	0	2
	%	4	32	56	0	8
11	N	8	16	0	0	1
	%	32	64	0	0	4
12	N	13	10	0	0	2
	%	52	40	0	0	8

Jede Versuchsreihe bestand aus 25 Probenkörper. Die Verteilung der 12 Versuchsreihen zeigte folgende interessante deskriptive Ergebnisse:

- Kein Zahn der Gruppen 2, 3, 6 und 7 war komplett frei von Adhäsiv²
- Die Zähne in den Gruppen 4, 11 und 12 wiesen nie mehr als die Hälfte des Adhäsives² als Rückstand auf
- Bei keinem der Zähne der Gruppen 1, 2, 3, 4, 8, 9, 10, 11 und 12 war das ganze Adhäsiv² am Zahn nach Bracketentnahme zu finden
- das IDEAL 1[®] der Gruppen 6 und 7 verursachte beim Debracketing an keinem Zahn einen Schmelzausriss
- Das APC[™] II Adhäsiv² (Gruppen 1-5) verursachte die meisten Schmelzausrisse
- Das First Step[™] Adhäsiv² hinterließ von allen getesteten Adhäsiven² am wenigsten Adhäsiv² am Zahn (ARI 0: Gruppe 11 mit 32 % und Gruppe 12 mit 52 %; ARI 2: Gruppe 11 mit 64 % und Gruppe 12 mit 40 %)
- Bei Anwendung von Pro Seal[™] gab es in der Gruppe 5, im Vergleich zu der Gruppe 4, 12 % weniger Schmelzausrisse
- Bei Anwendung von Pro Seal[™] mit IDEAL 1[®] löste sich das Adhäsiv² besser vom Zahn ab als ohne Anwendung (ARI 3: Gruppe 7 mit 32 % und Gruppe 6 mit 68 %)
- Bei konventioneller Konditionierung und der Verwendung von Assure[®] Adhäsiv² (Gruppe 8-10) zeigte die Anwendung von Pro Seal[™] eine bessere Bindung des Adhäsives² am Zahnschmelz (ARI 2: Gruppe 8 mit 20 % zu Gruppe 9 mit 68 % und Gruppe 10 mit 56 %)
- Im Gegenteil dazu, zeigte die Anwendung von Pro Seal[™] bei Konditionierung mit First Step[™] SEP eine geringere Bindung des Adhäsives² am Zahn (ARI 0 bei Gruppe 11 mit 32 % zu Gruppe 12 mit ARI 0 von 52 %)

6. DISKUSSION

Messungen zur Untersuchung der Haftfestigkeit sind eine anerkannte Methode, um die Kraft, unter deren Einwirken ein adhäsiver² Verbund versagt, zu untersuchen. Die verschiedenen Tests der zahnmedizinischen Werkstoffkundeprüfung, unter denen die Messung der Scher-Abschäl-Festigkeit mit Geräten wie dem quickTest[®] als goldener Standard gilt, haben Anerkennung gefunden und gelten als aussagekräftige Untersuchungen zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit eines Haftvermittlers, Adhäsives² oder benutzten Versieglers². Dennoch sind *in-vitro*-Ergebnisse nie mit *in-vivo*-Situationen vergleichbar, da die anwendungsempfindlichen Substrate und die Komplexität ihres gegenseitigen Zusammenwirkens, sehr fehleranfällig sind und eine Standardisierung nie 100 %ig zu verwirklichen ist [127]. Gute Ergebnisse aus Laboruntersuchungen dienen daher als wichtige Hinweise für den Erfolg der Materialien bei *in-vivo*-Situationen und haben daher einen großen Wert für Forschung und Praxis.

Im Nachfolgenden wird auf die gewählten Materialien und Methode und die daraus resultierenden Ergebnisse aus den Versuchsreihen kritisch eingegangen.

6.1. Material und Methode

Da Zähne für wissenschaftliche Studien zu Haftverbundversuchen sich nicht mehr in ihrer natürlichen Umgebung befanden, muss stets der Einfluss verschiedener Faktoren beachtet werden. In dieser Untersuchungsreihe wurden nur menschliche Zähne ausgesucht, da die Verwendung von Rinderzähnen zur Untersuchung der Scher-Abschäl-Festigkeit als Ersatz für menschliche Zähne kontrovers diskutiert wird [111]. Basierend auf Vorversuchen bezüglich der Scher-Abschäl-Festigkeit unter den gleichen Testbedingungen, wären 13 Zähne innerhalb jeder Gruppe notwendig um einer Typ I Fehlerwahrscheinlichkeit innerhalb eines zweiseitigen Tests (α) von 0,05 und einer Power von 0,80 gerecht zu werden [49]. Fox et al 1994 verlangt sogar mindestens 20 Zähne pro Versuchsreihe, um Studien überhaupt miteinander vergleichen zu können [59]. Für jede Versuchsreihe wurden in dieser Studie 25 Zähne hergenommen, um Studien miteinander vergleichen zu können und größere

Ausreisser bei den Scher-Abschäl-Versuchen zu berücksichtigen [59]. Eine strenge Auswahl der Zähne (keine Entkalkungen, Karies, Restaurationen oder Schmelzsprünge) wurde im Hinblick auf die Verminderung von Fehlerquellen vorgenommen. Aus dem gleichen Grund wurden die Adhäsive² auch nur auf die Bukkalflächen von Molaren beklebt. Die Versuchsdurchführung wurde dadurch standardisiert. Die Zähne der vorliegenden Studie wurden unmittelbar nach der Extraktion vorsichtig gereinigt und vor der weiteren Verarbeitung in destilliertem Wasser gelagert. Verschiedene Studien sahen destilliertes Wasser als geeignetes Medium an, da es keine Beeinflussung der Haftfestigkeit zur Folge hat [148] und selbst nach fünf Jahren zu keiner signifikanten Veränderung der Haftfestigkeit führt [158]. Bei den in dieser Studie angewandten Zähnen handelt es sich um entsprechend der internationalen Vorgaben zur Standardisierung von Untersuchungen zur Testung der Haftfestigkeit an der Zahnstruktur (ISO 11405/2003) frisch extrahierten Molaren, welche für maximal einen Monat im destillierten Wasser aufbewahrt wurden.

Die Auswahl der Brackets beschränkte sich auf die in der Kieferorthopädie meist benutzten und weit verbreiteten Victory Series™ (3M Unitek) und die relativ neueren Victory Twin APC™ II der gleichen Firma, welche bereits vorbenetzten Kunststoff (dünnfließenderes Transbond™ XT Adhäsiv²) enthielten, beide mit einem 0.022-ich-Slot sowie 0° Torque und 0° Angulation. Mehrere Studien konnten unabhängig voneinander keine signifikanten Unterschiede zwischen dem modifizierten und dem konventionellen Transbond™ XT Adhäsiv² feststellen [19,89,144]. Die angenehmen Vorteile von vorbenetzten Brackets, wie schnelleres und leichteres Applizieren, weniger Überschüsse, verbesserte Hygiene und Zeitersparnis konnten auch in der vorliegenden Untersuchung positiv beobachtet werden.

Die Schmelzkonditionierung erfolgte entweder unter Zuhilfenahme Selbst-Ätzender Primer^{1,2} oder mittels der konventionellen Säure-Ätz-Technik (37 %ige Phosphorsäure), um mögliche Unterschiede in der Haftfestigkeit der Adhäsive² bei dieser unterschiedlichen Art der Konditionierung im Bezug auf die Verwendung von Pro Seal™ zu erfassen. Ohne Verwendung eines Versieglers² finden sich in der Literatur kontroverse Meinungen über die Scher-Abschäl-Festigkeit Selbst-Ätzender Primer^{1,2} im Vergleich zur SÄT. So fanden einige Autoren akzeptable Haftwerte [4,154], während wiederum andere stark variierende Haftwerte beobachteten [4,15,16,17,19,154], je nach Art und Zusammensetzung der Kunststoffe, die

verwendet wurden. Um möglichst viele unterschiedliche Arten Selbst-Ätzender Primer^{1,2} abzudecken, wurde einmal das aus drei Kammern bestehende Transbond™ XT SEP, das aus zwei Flüssigkeiten zu vermischende First Step™ und das aus nur in einer Kammer enthaltende IDEAL 1® SEP verwendet. Als konventionelle Haftvermittler wurden die vom Hersteller zum verwendeten Adhäsiv² empfohlenen Primer² (Transbond™ XT Primer² bzw. Assure Sealent²) hergenommen und ihre Interaktion mit Pro Seal™ bezogen auf die Scher-Abschäl-Festigkeit geprüft.

Die Verwendung von Pro Seal™ kann, laut Herstellerangaben, die Anwendung eines Haftvermittlers ersetzen, aber Pro Seal™ kann auch zusätzlich zu dem üblicherweise angewandten Haftvermittler aufgetragen werden. Bei konventioneller SÄT und der Verwendung eines Haftvermittlers wurde entsprechend in der jeweiligen Gruppe Pro Seal™ zusätzlich und als Ersatz für den vom Hersteller vorgesehenen Haftvermittler angewandt. Bei Verwendung Selbst-Ätzenden Primer^{1,2} konnte aufgrund der in diesen Produkten integrierten Haftvermittler nur zusätzlich das Pro Seal™ verwendet werden. Als Kontrollgruppe diente jeweils die Gruppe bei der kein Pro Seal™ zur Anwendung kam (siehe Tabelle 4).

Die Frage nach der Notwendigkeit und die Frage nach Vorhärten des Primers² wird in der Literatur sehr kontrovers diskutiert. Während einige Studien über eine innigere Verbindung des Adhäsives² zur Schmelzoberfläche bei der Verwendung eines Primers² sprechen [62,97], sehen andere Autoren keine Notwendigkeit in der Verwendung eines Primers² zusätzlich zum Adhäsiv² [128,130,145]. Auch bezüglich der Notwendigkeit der Lichthärtung des Primers² herrscht in der Literatur Uneinigkeit. Die meisten Studien [26,147] befürworten eine Aushärtung, zumal Vorhärten des Primers² eine kontrolliertere Aushärtung und niedrigeren ARI garantiert. Aus diesem Grund wird in der vorliegenden Untersuchung der Primer² angewandt und nach Herstellerangaben vorgehärtet.

Die umstrittenste Frage in der Bracketadhäsiv²technik ist die Frage nach der Verwendung eines Versieglers². Befürworter sehen in der Verwendung des Versieglers² einen Schutz vor Demineralisation [162], Verringerung der Kariesentstehung [81], Erhöhung der Haftfestigkeit [75,135,80], Verbesserung der Retention am Schmelz [53], Verringerung des marginalen Sickers [47,57,143] und der Permeabilitätserhöhung für das Bracket und den geätzten Schmelz [8,75]. Andere Autoren hingegen behaupten, dass die Haftfestigkeit erniedrigt wird [1,101], das marginale Sickers erhöht [122], Dekalzifikationen vermehrt entstehen

[36,37,70,126], Adhäsiv²schwächen verursacht werden [6,123,149] und die Penetration des Adhäsives² verringert wird [126,149]. Ganz andere Ergebnisse resultieren aus Studien, bei denen die Benutzung des Versieglers² zu keiner Beeinflussung der Haftfestigkeit [53,101], der Schmelzretention [53,101], der Versiegler²penetration [103,123], noch zum marginalen Sicken [1,70,122] führte. Die vorliegende Arbeit konzentriert sich vorwiegend auf die Frage nach dem Einfluss des Pro Seal™ Versieglers² auf die Scher-Abschäl-Festigkeit verschiedener Adhäsive², speziell auch bei deren Verwendung mit oder ohne Primer², da die Scher-Abschäl-Festigkeit das wichtigste Maß bei der Beurteilung der Effizienz der Bracketadhäsiv²technik darstellt.

Alle drei in der Studie verwendeten Adhäsive² waren lighthärtend und unterschieden sich hinsichtlich ihrer chemischen Formel in Komposite (APC™ II Adhäsiv² bzw. IDEAL 1® Adhäsiv²) oder Kompomere (Assure® Adhäsiv²). Die zwei Komposite unterschieden sich darin, ob das Adhäsiv² bereits auf die Bracketbasis vorbenetzt war (APC™ II Adhäsiv²), oder erst aufgetragen werden musste (IDEAL 1® Adhäsiv²). Das Transbond™ XT Adhäsiv², welches auf den APC™ II Brackets auch in leicht veränderter Form wiederzufinden ist, ist das wohl am genauesten untersuchte Adhäsiv² in der Bracketadhäsiv²technik und wird auch am häufigsten verwendet. Da die Haftwerte stets über den von REYNOLDS geforderten Minimalwerten (5 – 8 MPa) liegen [134,152], wird es häufig als Kontrollgruppe zu anderen getesteten Adhäsiven² verwendet. Das Assure® Adhäsiv² ist ebenfalls ein häufig getestetes Adhäsiv², jedoch ein Kompomer, wohingegen das IDEAL 1® Adhäsiv² ein relativ neu auf dem Markt befindliches Komposit darstellt, welches sich erst noch in Studien beweisen muss. Anliegen dieser Untersuchung war es die Wirkung von Pro Seal™ auf die Scher-Abschäl-Festigkeit dieser drei Adhäsive² zu prüfen.

Das Ankleben des Brackets geschah stets mit 12 mg Adhäsiv², da die APC™ II Brackets exakt diese Menge industriell angeklebtes Adhäsiv² enthalten. Mit einer Präzisionswaage wurde daher bei den anderen Adhäsiven² immer 12 mg proportioniert und möglichst gleichmäßig an die Bracketbasis aufgetragen, dabei war natürlich die industriell abgestimmte gleichmäßige Verteilung des Adhäsives² wie auf den APC™ II Brackets selten zu erreichen, was wiederum das Ergebnis der ARI Untersuchung auch in geringer Form beeinflusst haben könnte. So hinterließ z.B. das relativ dünnfließende First Step™ Adhäsiv² von allen getesteten Adhäsiven² am

wenigsten Adhäsivrückstände² am Zahn (siehe Tabelle 2), allerdings wies auch dieses Adhäsiv² die niedrigste Scher-Abschäl-Festigkeit auf.

Bei jeder Versuchsprobe wurde das Bracket standardisiert 20 sec von mesial und 20 sec von distal mit einer Halogenlampe (Ortholux™ XT Curing Light, Firma 3M Unitek) belichtet, deren Wellenlänge regelmäßig mit einem Radiometer überprüft wurde. Der wichtigste Grund für die Benutzung einer Halogenlampe lag in dem im Pro Seal™ enthaltendem Photoinitiator, dem so genannten Lucerin [56], welches im Wellenlängenbereich von 380 nm liegt. Da andere Polymerisationsgeräte nicht in diesem Bereich absorbieren können (Argon-Laser bei > 457 nm, Plasmalampen bei 420-490 nm und LED-Lampen bei 440 – 480 nm, [95]), hätte alles andere außer einer Halogenlampe zu einer unvollständigen Aushärtung des Versieglers² geführt.

Abgesehen von der kurzen Zeit des Beklebens wurden die Zähne stets im feuchten Medium des destillierten Wassers gelagert, um jegliche Austrocknung, welche zu einer Versprödung der Zahnhartsubstanz führen würde, zu vermeiden.

Der mit einem Ligaturring angebrachte Draht erleichterte vor allem das Einbetten (der über die Metallmuffel gelegte Draht sorgte dafür, dass sich alle Brackets in den Muffeln stets auf gleicher Höhe befanden) und half bei der exakten Ausrichtung der Brackets im quickTest® Gerät (der Draht wurde immer parallel zur ausübenden Kraft eingestellt, siehe Abb. 10), so dass bei der Scher-Abschäl-Festigkeit auf jedes Bracket eine gleich gerichtete Kraft (an der Grenzfläche Zahn/Bracketbasis in okklusogingivaler Richtung) ausgeübt wurde.

Da die Scher-Abschäl-Festigkeit zwischen 5 min und 24 h ansteigt [146], ist die Zeit zwischen dem Bekleben und dem Versuch im quickTest® Gerät so lange als kritisch anzusehen, so lange nicht vor 24 h Lagerung nach dem Bekleben getestet wird [59]. Aus diesem Grund wurde eine Lagerung im Wasserbad für 24 h bei einer simulierten Mundtemperatur von 37 °C durchgeführt.

Um die Resultate des Scher-Abschäl-Versuches mit den Bedingungen in der Mundhöhle anzunähern und so die Ergebnisse einer *in-vitro*-Untersuchung mit *in-vivo*-Situationen vergleichen zu können [30], wurden die Proben einem Thermocyclingbad von 5 °C bzw. 55°C [15] zu 500 Zyklen ausgesetzt.

Das übliche Verfahren bei einem Scher-Abschäl-Versuch wurde an dem quickTest® Gerät nach den Standardisierungsvorschriften von FOX et al 1994 durchgeführt. Die Einstellungen an dem Gerät (Vorlast 0001 N / Max Weg 010 mm / Max Last 500 N / Geschwindigkeit 0,5 mm / min) entsprachen ebenfalls den Empfehlungen aus der

Literatur [59], wobei die Kraft nicht direkt an der Grenzfläche Zahn/Bracketbasis in okklusogingivaler Richtung einwirkte. Die basisferne Belastung des Brackets kommt dabei laut Studien der *in-vivo*-Belastung am nächsten und garantiert eine konstantere Kraftausübung [134]. Generell sollte von einer Scher-Abschäl-Festigkeit stets die Rede sein, da es unmöglich ist, eine reine Scherkraft auf das Bracket auszuüben [82] und Faktoren wie die Krümmung der Schmelzoberfläche die Resultate beeinflussen [137]. Die Termini „Scherkraft“ oder „Haftfestigkeit“ sind insofern nur bedingt korrekt.

Die Bestimmung des von ARTUN und BERGLUND 1984 entwickelten Adhesive Remnant Index, kurz ARI genannt, erfolgte mit einem ans Mikroskop (Vergrößerung: 10fach) angeschlossenen Fotoapparat, da geringe Adhäsiv²reste mit dem bloßen Auge allein nicht sichtbar waren. Um die Objektivität bei der Unterteilung in verschiedene ARI Wertgruppen zu wahren, wurde der Adhäsiv²rest in einem üblichen Photoshop unter Zuhilfenahme eines Rasters genau prozentuell ausgerechnet. Da der ARI nicht nur von den Haftfestigkeiten zueinander abhängt, sondern auch von vielen anderen Faktoren, wie z.B. Bracketdesign oder Adhäsiv²typ, und zudem noch stark subjektiv ist [108], sind vergleichende Studien oft sehr schwierig [16,91].

Zusätzlich zur Bestimmung des ARI wurde auch der modifizierte ARI, kurz ARI mod nach LALANI et al 1999 registriert, weil hierbei auch die sehr häufig in der Praxis beobachteten Schmelzausrisse [42] berücksichtigt werden. Obwohl Schmelzrisse, welche beim Debracketing zu Schmelzausrissen führen können, schon vor orthodontischer Behandlung vorhanden sind, steigt ihr prozentueller Anteil nach orthodontischer Behandlung um ca. 5 – 10 % [163], daher sollte die Häufigkeit der Schmelzausrisse bei der Entscheidung über die verwendeten Haftvermittler- und Adhäsiv²systeme immer berücksichtigt werden. Während Schmelzausrisse bei *in-vivo*-Untersuchungen recht gering ausfallen [44], sollte nicht vergessen werden, dass Schmelzausrisse bei *in-vitro*-Untersuchungen, aufgrund der Kräfte die beim Extrahieren auf den Zahn einwirken, ein weitaus höheren Anteil besitzen [137,152], so dass sich diesbezüglich die Ergebnisse aus *in-vitro*-Studien nicht mit der Praxis vergleichen lassen.

Aus den vorher aufgeführten Gründen war es Ziel mittels dieser Untersuchung festzustellen, ob Pro Seal[™] einen Einfluss auf den ARI bzw. ARI mod ausübt, ein Unterschied bei der Menge des am Zahn verbliebenen Adhäsives² festzustellen war und ob bei Verwendung von Pro Seal[™] Schmelzausrisse zu beobachten sind.

Die Auswahl der statistischen Auswertung erfolgte für die vorliegende Studie mit größter Sorgfalt, um möglichst exakte Auswertungen der Testreihen zu erlangen. Mit der SPSS Software 13.0 wurden die einzelnen Versuchsgruppen einander gegenübergestellt und auf ihre Unterschiede und Gemeinsamkeiten untersucht. Für die Untersuchung der Normalverteilung, als Voraussetzung für den t-Test wurde wie in den meisten Studien auch üblich der Kolmogrov-Smirnov-Anpassungstest erhoben, um das Verhalten einer Variablen auf Normalverteilung zu prüfen. Zusätzlich wurde in dieser Studie die Gleichheit der Varianzen mit dem Lavene-Test untersucht und bei der Interpretation des t-Tests berücksichtigt, während der Kruskal Wallis Test zur Verifizierung des ANOVA Ergebnisses zum Einsatz kam. Die erhobene einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA, welche zur Prüfung auf mögliche Abhängigkeiten zwischen den Versuchsgruppen herangezogen wurde, wurde in dieser Studie zusätzlich durch den Tukey-Test unterstützt, um homogene Untergruppen heraus zu kristallisieren. Die in anderen Studien viel zu selten erstellte Weibull Analyse stellte hier die Verteilung der Zufallsvariablen als Dichtefunktion dar, wobei die Asymmetrie der Streuung veranschaulicht werden sollte.

6.2. Ergebnisse

6.2.1. Scher-Abschäl-Festigkeit

Die Ergebnisse der Scher-Abschäl-Festigkeit sind in Tabelle 11 aufgeführt. Für die konventionelle SÄT und die Verwendung von APC™ II als Adhäsiv² (Gruppen 1-3) konnte festgestellt werden, dass die Anwendung von Pro Seal™ als alleiniger Haftvermittler oder in Kombination mit dem für dieses System empfohlenen Transbond™ XT Primer² keinen signifikanten Einfluss auf die Scher-Abschäl-Festigkeit mit sich brachte ($p=0,269$).

Bei allen in dieser Studie verwendeten Selbst-Ätzenden Primer^{1,2} (Transbond™ Plus SEP, IDEAL 1® SEP und First Step™ SEP) konnte ebenfalls, bei deren alleiniger Anwendung, kein Unterschied bezüglich der Scher-Abschäl-Festigkeit festgestellt werden.

Bei Phosphorsäureätzung und Anwendung des Adhäsives² Assure™ (Gruppen 8-10) wurde hingegen ersichtlich, dass es sogar zu einer signifikant höheren Scher-

Abschäl-Festigkeit bei zusätzlicher Anwendung von Pro Seal™ kommen kann ($p = 0,009$ und respektive $p = 0,016$), wobei der Ersatz des vom Hersteller empfohlenen Haftvermittlers (Assure™ Seal) keine signifikante Einbusse in der Scher-Abschäl-Festigkeit zeigte.

Die in den meisten Gruppen erzielten Werte lagen deutlich über 6 MPa, lediglich bei der Anwendung von First Step™ SEP konnte nur eine sehr geringe Scher-Abschäl-Festigkeit registriert werden (3,011 MPa bzw. 3,082 MPa). Um einen eventuell vorliegenden Produktionsfehler ausschließen zu können, wurden die Versuchsreihen 11 und 12 wiederholt, wobei auf eine andere LOT Nummer geachtet wurde. Die in dem ersten Versuchsablauf erzielten Werte wurden bestätigt.

Obwohl für die Gruppen 1-3 eine konventionelle SÄT erfolgte und bei den Gruppen 4 und 5 die Zähne mit Transbond™ XT SEP vorbehandelt wurden, waren keine signifikanten Unterschiede ersichtlich ($p = 0,564$).

Von den in der Studie angewandten Selbst-Ätzenden Primern² (Transbond™ Plus SEP, IDEAL 1® SEP und First Step™ SEP) zeigte vor allem Transbond™ Plus SEP eine höchst signifikant bessere Scher-Abschäl-Festigkeit ($p = 0,0001$) und dieser deutliche Unterschied konnte auch bei zusätzlicher Anwendung von Pro Seal™ beobachtet werden ($p = 0,0001$).

In der Literatur sind bislang keine Daten darüber vorhanden, in wieweit Pro Seal™ die Scher-Abschäl-Festigkeit nach Konditionierung mit Selbst-Ätzenden Primern^{1,2} beeinflusst. Eine neuere Veröffentlichung [23] befasst sich mit der Auswirkung von Pro Seal™ auf die Scher-Abschäl-Festigkeit, nachdem eine konventionelle SÄT erfolgte. Pro Seal™ wurde bei dieser Studie als Ersatz für den vom Hersteller empfohlenen Haftvermittler verwendet und, um Zeit bei der Behandlung sparen zu können, nicht separat ausgehärtet. Eine signifikante Abnahme der Scher-Abschäl-Festigkeit konnte nicht festgestellt werden, jedoch lagen die erzielten Werte nur zwischen 4,0 und 4,9 MPa, obwohl die Konditionierung mit 37 % Phosphorsäure erfolgte. Da das Debracketing hier schon nach einer halben Stunde nach der adhäsiven² Befestigung der Brackets erfolgte, kann kein direkter Vergleich mit der vorliegenden Untersuchung vorgenommen werden, zumal die Scher-Abschäl-Festigkeit innerhalb der ersten 24 h nach dem Bekleben ansteigt [59].

Die Problematik der unterschiedlichen Studienprotokolle bezüglich der Vergleichbarkeit konnte mittels neuester Untersuchungen klar aufgedeckt werden [34,50,51,86,87], so dass in der vorliegenden Studie alle beeinflussenden Parameter

so gewählt wurden, dass eine klinische Relevanz ableitbar ist. Hierbei wurde auf eine ausreichende Fallzahl [59], eine Scher-Abschäl-Festigkeit [61,87,134] sowie unter anderem auf eine Nachahmung der in der Mundhöhle stattfindenden Temperaturschwankungen mittels der Anwendung eines Thermowechselbades [20,21,59,152] geachtet. Bei der Applikation von Pro Seal™ wurde dieses nach Herstellerangaben ausgehärtet, ohne jegliche Modifikationen [23] zur Einsparung der benötigten Schritte.

Die Effektivität Selbst-Ätzender Primer^{1,2}, welche immer häufiger für die adhäsive² Befestigung von Brackets in der Bracketadhäsiv²technik verwendet werden, konnte in mehreren Studien nachgewiesen werden [4,14,16,17,18,22,31,32,33,48,60,73,77,85,129,142,161,163]. Für das Transbond™ Plus SEP, welches in dieser Untersuchung die höchste Scher-Abschäl-Festigkeit bei den selbstkonditionierenden Primern^{1,2} erzielte, konnten, auch bei zusätzlicher Verwendung von Pro Seal™, keine signifikanten Unterschiede, im Vergleich zur Konditionierung der Schmelzoberfläche mit SÄT, festgestellt werden. Im Gegensatz dazu erzielte First Step™ SEP die geringste Scher-Abschäl-Festigkeit, was den Ergebnissen einer klinischen Untersuchung [107], in der First Step™ eine signifikant höhere Verlustrate als Transbond™ Plus SEP in einem kontralateralen Vergleich der Quadranten zeigte, entspricht. In der vergleichenden Studie lag die Verlustrate bei Anwendung von First Step™ SEP nach einem Beobachtungszeitraum von nur 6 Monaten bei 23,9 %, während sie für das Transbond™ Plus SEP nur 2,6 % betrug. IDEAL 1® SEP zeigte in der vorliegenden Untersuchung eine schlechtere Scher-Abschäl-Festigkeit im Vergleich zu Transbond™ Plus SEP, was ebenfalls den Ergebnissen einer früheren Untersuchung [22], bei der signifikante Unterschiede zwischen diesen zwei SEP gefunden werden konnten, entspricht. Bei dieser Untersuchung wurde im Gegensatz zur vorliegenden Untersuchung kein Thermocycling vorgenommen und auch die Lagerung belief sich auf nur eine halbe Stunde.

Sowohl bei konventioneller SÄT als auch bei angewandten selbstkonditionierenden Primern konnte bei einer zusätzlichen Verwendung von Pro Seal™ keine signifikante Veränderung der Scher-Abschäl-Festigkeit beobachtet werden. Allein bei der Verwendung des Assure™ Adhäsives² und zusätzlich des vom Hersteller empfohlenen Primers², konnte eine signifikante Erhöhung der Scher-Abschäl-Festigkeit erfasst werden. Die alleinige Verwendung von Pro Seal™ als Haftvermittler zeigte ebenfalls keinen Abfall der Werte, so dass insbesondere bei konventioneller

SÄT für dieses Adhäsiv² man ableiten könnte, das Pro Seal™ den vom Hersteller empfohlenem Primer² für die hier untersuchten Materialien ersetzen kann.

Der höchste Weibull Modulus (m) konnte für den selbstkonditionierenden Primer^{1,2} IDEAL 1® ohne Anwendung von Pro Seal™ ($m = 6,46$) und der niedrigste für First Step™ SEP bei Anwendung von Pro Seal™ ($m = 2,2$) verzeichnet werden, wobei die charakteristische Scher-Abschäl-Festigkeit (σ_0) auch deutliche Unterschiede innerhalb einiger der untersuchten Gruppen aufwies (siehe Tabelle 11 und Diagramm 5 a-e in Kapitel 5.2.).

Die Weibull Analyse zur Charakterisierung der Scher-Abschäl-Festigkeit wird von vielen Autoren zusätzlich zur ANOVA und dem t -Test gefordert [50,59,86], um dem Verbraucher nützlichere Informationen der In-vitro-Studien für den klinischen Gebrauch zu geben [55]. In dieser Studie zeigte die Weibull Analyse, dass innerhalb der Gruppen 1-3 die alleinige Verwendung von Pro Seal™ bei konventioneller SÄT und dem Adhäsiv² APC™ II den geringsten Weibull Modulus ($m = 3,37$) und auch die geringste charakteristische Scher-Abschäl-Festigkeit ($\sigma_0 = 12,20$) aufwies, obwohl die Unterschiede gering ausfielen. Einzig bei der Verwendung von Phosphorsäure und des Assure™ Adhäsives² konnte sowohl bei zusätzlicher als auch alleiniger Applikation von Pro Seal™ ein deutlicher Anstieg beider Weibull Parameter (m , σ_0) vernommen werden. Ein Abfall des Weibull Modulus (m), ohne dass sich das essentiell auch bei der charakteristischen Scher-Abschäl-Festigkeit widerspiegelte (σ_0), konnte bei allen Selbst-Ätzenden Primer^{1,2} bei der Verwendung von Pro Seal™ beobachtet werden.

6.2.2. ARI und ARI mod

Es wurden signifikante Unterschiede bezüglich der untersuchten Parameter ARI und ARI mod zwischen den Gruppen gefunden (Kruskal Wallis Anpassungstest, $p = 0,0001$). Nur selten waren 100 % des Adhäsives² auf dem Zahnschmelz zu finden, wobei die meisten ARI 3 Werte nach Verwendung von IDEAL 1® SEP verzeichnet wurden (Tabelle 20). Zu bemerken ist allerdings, dass das auch dies die Gruppe war, bei der keine Schmelzsprünge bzw. Schmelzausrisse mikroskopisch evident wurden. Bei Verwendung des APC™ II Adhäsives² (Gruppen 1-5), bei dem auch die größten

Scher-Abschäl-Festigkeiten gemessen wurden, konnten nahezu 78 % aller auftretenden Schmelzsprünge beobachtet werden (siehe Tabelle 20).

Mit höheren ARI Werten ist, laut Literatur [86] dann zu rechnen, wenn die Scher-Abschäl-Festigkeit getestet wird, da sie eine höhere abschälende Komponente aufweist. In der vorliegenden Studie waren nur selten 100 % des Adhäsives² auf dem Zahn nach dem Debracketing zu finden und bei diesen Gruppen konnte auch die geringste Anzahl an Schmelzausrissen und Schmelzfrakturen beobachtet werden. Insgesamt konnten mikroskopisch bei 15 % der untersuchten Zähne nach dem Debracketing Schädigungen am Schmelz verzeichnet werden, was in ihrer Verteilung den Ergebnissen einer früheren Studie, bei welcher auch mit einer Scher-Abschäl-Festigkeit das Debracketing erfolgte [137], entspricht.

Das Auftreten von Schmelzausrissen wurde schon früher als gelegentlicher, nicht beeinflussbarer, klinisch meistens nicht bemerkbarer Nebeneffekt der Bracketadhäsiv²technik in der Literatur erwähnt [44]. Die große Breite der Ergebnisse in der Literatur zeigt vor allem an den Schmelzausrissen, dass ein Vergleich zwischen verschiedenen Studien schwer fällt. So stellten GRUBISA et al 2004 für TransbondTM XT mit TransbondTM XT Primer² Schmelzausrisse von 10 % im Vergleich zu 3 % bei Vorbehandlung mit TransbondTM Plus SEP fest, während TRITES et al 2004 die zwei Gruppen zusätzlich noch mit First StepTM SEP als dritte Gruppe verglichen und 17,2 %, 23,3 % bzw. 3,3 % erhielten. Ähnlich kontrovers sind die Ergebnisse von SCHANEVELDT und FOLEY 2002 für Assure[®] mit 0 % Schmelzausrissen und TransbondTM XT mit 22,5 % Schmelzausrissen, während RIX et al 2001 für Assure[®] 55 % und für TransbondTM XT 7,5 % Schmelzausrisse vermerken. Bei regelrechter Bracketentfernung (Fischer-Brandies) durch den Behandler sind solche Schäden allerdings nur zu erwarten, wenn an den betreffenden Zähnen schon vorher Schmelzsprünge und vor allem horizontale Frakturen vorlagen [163].

6.3. Schlussfolgerung

Die Studie ergab keine negativen Auswirkungen auf die Scher-Abschäl-Festigkeit bei zusätzlicher Verwendung von Pro Seal™, oder auch bei Ersatz des vom Hersteller empfohlenen Haftvermittlers durch Pro Seal™. Allerdings ergaben die Weibull Analysen gewisse Einschränkungen bezüglich dieser Aussage. Die Weibull Analyse machte hierbei deutlich, dass der Einsatz von Pro Seal™ in Kombination mit selbstkonditionierenden Primern^{1,2} weniger zuverlässig reproduzierbare Festigkeitswerte ergab.

7. ZUSAMMENFASSUNG

Experimentell wurde die Scher-Abschäl-Festigkeit dreier weit verbreiteter kieferorthopädischer Adhäsive² (APC™ II Adhäsiv², IDEAL 1® Adhäsiv² und Assure® Adhäsiv²) bei Konditionierung mit konventioneller Säure-Ätz-Technik (37 % Phosphorsäure für 30 sec) bzw. mit selbstkonditionierenden Primern^{1,2} (Transbond™ Plus SEP, IDEAL 1® SEP und First Step™ SEP), untersucht. Ziel war es festzustellen, ob Unterschiede in der Scher-Abschäl-Festigkeit bei zusätzlicher Verwendung von Pro Seal™, einem neu auf dem Markt entwickelten "Fluorid-freisetzenden lichthärtenden Fluoreszenz-Versiegler² mit Füllstoff", welcher nicht nur kariespräventive Eigenschaften besitzt, sondern laut Herstellerangaben eine Kombination mit jedem adhäsiven² Befestigungsmaterial erlaubt, vorhanden sind. Des Weiteren galt es zu klären, ob Pro Seal™ die von den Herstellern empfohlenen konventionellen Haftvermittler (Transbond™ XT Primer bzw. Assure® Sealent) ergänzen bzw. ersetzen kann.

Zur Durchführung dieser Untersuchung wurden 300 extrahierte Molaren entsprechend der internationalen Vorgaben zur Standardisierung von Untersuchungen zur Testung der Haftfestigkeit an der Zahnstruktur (ISO 11405) randomisiert, für maximal einen Monat im destillierten Wasser aufbewahrt und 12 verschiedenen Gruppen (n = 25) zugeteilt. Zähne mit mikroskopisch aufweisenden Schmelzrissen bzw. Schmelzdefekten, sowie kariöse und restaurierte Zähne, wurden in einem strengen Auswahlverfahren zu Gunsten der Standardisierung ausgeschlossen. Nach der Applikation der verwendeten Brackets (nicht vorbenetzte Victory Series™ bzw. vorbenetzte Victory Twin APC™ II, 3M Unitek) mit exakt abgemessenen 12 mg Adhäsiv² und konstantem Druck einer Federwaage von 300 g für 3 sec und darauffolgender Polymerisation mit einer Halogenlampe, wurden die Zähne für 24 h in destilliertem Wasser bei 37°C gelagert und anschließend einem Thermocycling (55°C und 5°C; 500 Zyklen) unterzogen. Das Debracketing erfolgte mittels einer Universal-Test Maschine (quick®Test) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min.

Die statistische Auswertung (einfaktorielle ANOVA, post hoc Tukey-Test und Weibull Analyse) der Prüfgruppen ergab, dass bei Anwendung von Pro Seal™ die Scher-Abschäl-Festigkeit, sowohl bei allen in dieser Untersuchung angewandten selbstkonditionierenden Primern^{1,2}, als auch bei konventioneller SÄT, nicht negativ

beeinflusst wird. Für den Transbond™ Plus SEP konnte, auch bei zusätzlicher Verwendung von Pro Seal™, die höchste Scher-Abschäl-Festigkeit gemessen werden, während für den First Step™ SEP die niedrigste Scher-Abschäl-Festigkeit verzeichnet wurde. Eine erhöhte Scher-Abschäl-Festigkeit zeigte Pro Seal™ bei der Verwendung des Assure® Adhäsives², insbesondere wenn es mit dem vom Hersteller empfohlenen Haftvermittler (Assure® Sealent) angewandt wurde. Der selbstkonditionierende Primer^{1,2} IDEAL 1® SEP zeigte ohne die Anwendung von Pro Seal™ den höchsten Weibull Modulus ($m = 6,46$), wohingegen der niedrigste Weibull Modulus für den First Step™ SEP bei Anwendung von Pro Seal™ verzeichnet wurde ($m = 2,2$). Somit konnten deutliche Unterschiede innerhalb einiger der untersuchten Gruppen durch die charakteristische Weibull Analyse aufgezeigt werden. Bei der Auswertung des ARI bzw. ARI mod waren insgesamt bei 15% der Molaren mikroskopische Schmelzschädigungen nach dem Debracketing evident. Auch wenn bei dieser Studie keine negative Auswirkung auf die Scher-Abschäl-Festigkeit bei zusätzlicher Verwendung von Pro Seal™, oder auch bei Ersatz des vom Hersteller empfohlenen Haftvermittlers durch Pro Seal™, evident wurde, zeigte die Weibull Analyse gewisse Einschränkungen bezüglich dieser Aussage. Die Weibull Analyse machte deutlich, dass der Einsatz von Pro Seal™ in Kombination mit selbstkonditionierenden Primern^{1,2} weniger zuverlässig reproduzierbare Festigkeitswerte ergab.

8. VERZEICHNIS DER ABKÜRZUNGEN

1	Definition laut der Zahnheilkunde (Erklärung in Kapitel 2.3.)
2	Definition laut der Kieferorthopädie (Erklärung in Kapitel 2.3.)
1,2	Definition gleich in der Zahnheilkunde und Kieferorthopädie
ANOVA	Analysis of Variance
APC	Adhesive Precoated
ARI	Adhesive Remnant Index
ARI mod	Adhesive Remnant Index modifiziert
Bis-EMA	Bisphenol-A-Ethyl-Methacrylat
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
BPDM	Biphenyldimethacrylat
CHX	Chlorhexamed
Ch.-Nr.	Chargennummer
Gew.-%	Gewichtsprozent
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
HPMA	Hydroxypropylmethacrylat
LED	Light Emitting Diode
4-META	4-Methacryloyloxyethyl-trimellit-at-anhydrit
MPa	Megapascal
MW	Mittelwert
NPGGMA	N-Phenyl-glycin-glycidylmethacrylat
PMMA	Polymethylmethacrylat
ppm	parts per million
SÄT	Säure-Ätz-Technik
SD	Standardabweichung
SEP	Self Etching Primer
S _n F ₂	Zinnfluorid
UDMA	Urethandimethacrylat

9. LITERATURVERZEICHNIS

Zitierte Literatur:

1. Adipronto, S. et al: Effect of pretreatment of enamel on bonding to composite restorative materials, J Dent Res 54 (1975): Abstr. L354
2. Anderson, A.M. et al: The effects of argon laser irradiation on enamel decalcification: An in vivo Study, Am J Orthod Dentofac Orthop 122 (Sep 2002), Nr.3
3. Antonucci, J.M. et al: Resin-modified glass ionomer cement, US patent application 856 (1988), 7-160
4. Arnold, R.W. et al: Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer, Am J Orthod Dentofac Orthop 122 (Sep 2002), Nr.3
5. Artun, J., Bergland, S.: Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment, Am J Orthod (Apr 1984) 330-40
6. Asmussen, E.: Penetration of restorative resins into acid etched enamel. II . Dissolution of entrapped air in restorative resin monomers, Acta Odontol Scand 35 (1977), 183-91
7. Attin, R.: Die Anwendung von Chlorhexidinlacken bei Multibandpatienten, Kurzreferat, 76. Wissenschaftliche Jahrestagung der DGKFO, München
8. Baharav, H et al: Penetration of etached enamel by bonding agents, J Prosthet Dent 59 (1988), 33-6
9. Basdra, E.K. et al: Fluoride released from orthodontic bonding agents alters the enamel surface and inhibits enamel demineralization in vitro, Am J Orthodont Dentofac Orthop 109 (1996), 466-472
10. Benson, P.E. et al: Fluorides for the prevention of white spots on teeth during fixed brace treatment, Cochrane. Database. Syst. Rev. CD003809- (2004)
11. Benson, P.E. et al: Fluorides, orthodontics and demineralization: A systematic review, J Orthod 32 (2005), 102-114

12. Bishara, S.E. et al: Evaluation of fluoride release from an orthodontic bonding system, Am J Orthodont Dentofac Orthop 100 (1991), Nr.2
13. Bishara, S.E. et al: Comparisons of shear bond strenghts of precoated and uncoated brackets, Am J Orthodont Dentofac Orthop 112 (Dez 1997), Nr.6
14. Bishara, S.E. et al: Effect of an acidic primer on shear bond strenght of orthodontic brackets, Am J Orthodont Dentofac Orthop 114 (1998), 243-247
15. Bishara, S.E. et al: Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive, Am J Orthodont Dentofac Orthop 114 (Juli 1998), Nr.1
16. Bishara, S.E. et al: Shear bond strenght of composite, glass ionomer and acidic primer adhesive systems, Am J Orthodont Dentofac Orthop 115 (Jan 1999), Nr.1
17. Bishara, S.E. et al: Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strenght of orthodontic brackets, Am J Orthodont Dentofac Orthop 119 (Juni 2001), Nr.6
18. Bishara, S.E. et al: Effect of time on the shear bond strenght of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives, Am J Orthodont Dentofac Orthop 121 (2002), 297-300
19. Bishara, S.E. et al: Effects of modifying the adhesive composition on the bond strenght of orthodontic brackets, Angle Orthodont 72 (2002), Nr.5
20. Bishara, S.E. et al: Effect of a fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strenght of orthodontic brackets, Angle Orthodont 72 (2002), 199-202
21. Bishara, S.E. et al: Effect of thermocycling on the shear bond strenght of a cyanoacrylate orthodontic adhesive, Am J Orthodont Dentofac Orthop 123 (Jan 2003), Nr.1
22. Bishara, S.E. et al: Comparison of the shear bond strenght of 2 self-etch primer/adhesive systems, Am J Orthodont Dentofac Orthop 125 (März 2004), Nr.3
23. Bishara, S.E. et al: Effects of using a new protective sealant on the bond strenght of orthodontic brackets, Angle Orthodontist 75 (2005), 243-246

24. Bond, J.A.: One step etch/primer for bracket bonding, *Pediatr Dent* 23 (2001), 145-146
25. Bowen, R.L.: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. I. Method of determining bond strength, *J Dent Res* 44 (1965), 690
26. Bradburn, G., Pender, N.: An in vitro study of the bond strength of two light-cured composites used in the direct bonding of orthodontic brackets to molars, *Am J Orthodont Dentofac Orthop* 102 (Nov 1992), Nr.5
27. Brown, W.E. et al: Effects of fluoride on enamel solubility and cariostasis, *Caries Res* 11 Suppl 1 (1977), 118-141
28. Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces, *J Dent Res* (Dez 1955), 849-853
29. Buonocore, M.G.: Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials, *J Am Dent Assoc* 67 (Sep 1963), 382-391
30. Buonocore, M.G.: Retrospectives on bonding, *Dent Clin North Am* 25 (1981), 241-55
31. Cacciafesta, V. et al: Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers, *Am J Orthodont Dentofac Orthop* 123 (2003), 633-640
32. Cacciafesta, V. et al: 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 Orthodont Dentofac Orthop* 124 (2003), 420-426
33. Cacciafesta, V. et al: Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with a self-etching primer combined with a resin-modified glass ionomer, *Am J Orthodont Dentofac Orthop* 126 (2004), 703-708
34. Cacciafesta, V. et al: Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of composite resin, *Angle Orthodont* 75 (2005), 386-391
35. Cain, K. et al: Caries formation adjacent to orthodontic bonding agents, IADR Tagung (März 2004), Hawaii Convention Center, Abstract 0837
36. Ceen, R.F., Gwinnett, A.J.: Microscopic evaluation of the thickness of sealant used in orthodontic bonding, *Am J Orthodont Dentofac Orthop* 78 (1980), 623-629

37. Ceen, R.F., Gwinnett, A.J.: White spot formation associated with sealants and in orthodontics, *Pediatr Dent* 3 (1981), 174-178
38. Cinader, D.: Chemical processes and performance comparisons of Transbond Plus self etching primer, *Orthod Perspect* 8 (2001), 5-6
39. Corry, A. et al: Effect of fluoride exposure on cariostatic potential of orthodontic bonding agents: an in vitro evaluation, *J Orthod* 30 (2003), 323-329
40. Creed, B.L. et al: Orthodontic sealer effects on enamel bond strenght with cariogenic exposure, IADR Tagung (März 2004), Hawaii Convention Center, Abstract 3127
41. Demito, C.F. et al: The efficacy of a fluoride varnish in reducing enamel demineralization adjacent to orthodontic brackets: an in vitro study, *Orthod Craniofac Res* 7 (2004), 205-210
42. Despain, R.R. et al : Scanning electron microscope investigation of cracks in teeth through replication, *J Am Dent Assoc* 88 (1974), 580-584
43. Dickinson, P.T., Powers, J.M.: Evaluation of fourteen direct bonding orthodontic base, *Am J Orthod* 78 (1980), 630-639
44. Diedrich, P.: Klinische Bruchhäufigkeit, Plaquebildung und Schmelzläsionen bei der Bracketadhäsivtechnik, *Fortschritte der Kieferorthopädie* 42 (1981), 195-208 (Nr.3)
45. Diedrich, P.: Bracketadhäsivtechnik; in: *Praxis der Zahnheilkunde*, Band KFO 12, Verlag Urban & Schwarzenberg, München (1988), 199-245
46. Dogon, I.L.: Studies demonstrating the need for an intermediary resin of low viscosity for the acid etch technique. In: Silverstone, L.M., Dogn, I.L., eds.: *Proceedings of an international symposium on the acid etch technique*. St.Paul, Minn.: North Central Publishing (1975), 100-118
47. Donly, K.J. et al: In vitro enamel remineralization at orthodontic band margins cemented with glass ionomer cement, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 107 (1995), 461-464
48. Dorminey, J.C. et al: Shear bond strenght of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and-primer technique, *Am J Orthodont Dentofac Orthop* 124 (Okt 2003), Nr.4
49. Dupont; W.D., Plummer, W.A.: Power and sample size calculations. A review and computer program, *Control Clin Trials* 11 (1990), 116-128

50. Eliades, T., Brantley, W.A.: The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols, *Eur J Orthod* 22 (2000), 13-23
51. Eliades, T. et al: Effect of loading rate on bond strength, *J Orofac Orthop* 65 (2004), 336-342
52. Eronat, C., Alpoz, A.R.: Effect of Cervitac varnish on the salivary *Streptococcus mutans* levels in the patients with fixed orthodontic appliances, *J Marmara Univ Dent Fac* 4 (1997), 605-608
53. Espinosa, H.D.: In vitro study of resin-supported internally etched enamel, *J Prosthet Dent* 40 (1978), 526-530
54. Ferguson, J.W. et al: Bond strengths of an integral bracket-base combination: an in vitro study, *Eur J Orthod* 6 (1984), 267-276
55. Ferreira, A.: An investigation of the relationship between in vivo and in vitro data when evaluating orthodontic bonding system (thesis), Birmingham, Ala: Department of Orthodontics University of Alabama (1997)
56. Forstaden UK: Bracket bonding update from reliance, in: Forstaden UK Summer News, (Aug 2004), www.forestadent.com
57. Forsten, L.: Marginal leakage and consistency of the composite resin material in etched cavities, *Acta Odontol Scand* 36 (1978), 11-13
58. Fox, N.A. et al: Bond strength of orthodontic bonding materials: an in-vitro study, *Br J Orthod* 18 (1991), 125-130
59. Fox, N.A. et al: A critique of bond strength testing in orthodontics, *Br J of Orthod* 21 (1994), 33-43
60. Fritz, U.B. et al: Selbstkonditionierende Primer – eine Alternative zur herkömmlichen Bracketadhäsivtechnik?, *J Orofac Orthop/Fortschritte der Kieferorthopädie* 62 (2001) 238-245
61. Gaffey, P.G. et al: Shear/peel bond strength of repositioned ceramic brackets, *Angle Orthod* 65 (1995), 351-357
62. Galan, D., Lynch, E.: Principles of enamel etching, *J Ir Dent Assoc* 39 (1993), 104-111
63. Garcia-Godoy, F. et al: Effect of a fluoridated etching gel on enamel morphology and shear bond strength of orthodontic brackets, *Am J Orthodont Dentofac Orthop* 100 (Aug 1991), Nr.2

64. Garn, N.W.: Direct bonding: A clinical study using an ultraviolet sensitive adhesive system, Am J Orthodont 69 (1976), 455
65. Geiger, A.M. et al: The effect of a fluoride provide program on white spot formation during orthodontic treatment, Am J Orthodont Dentofac Orthop 93 (1988), 92-98
66. Geiger, A.M. et al: Reducing white spot lesions in orthodontic populations with fluoride rinsing, Am J Orthod Dentofac Orthop 101 (1992), 403-407
67. Gerkhardt, K.-D. et al: Elektrochemische Bracketentfernung durch Erweichung des Klebers mittels Hochstromimpuls, Prakt KFO 2 (1988), 145-148
68. Gorelick, L.: Bonding metal brackets with a self-polymerizing sealent-composite: a 12 month assessment, Am J Orthodont 71, 542 (1977)
69. Gorelick, L.: Bonding. The state of the art, A national survey, J Clin Orthodont 13, 39 (1979)
70. Gorelick, L. et al: Incidence of white spot lesions associated with bands and bonding, Am J Orthod 81 (1982), 93-8
71. Gorton, J., Featherstone, J.D.: In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets, Am J Orthod Dentofac Orthop 123 (2003), 10-14
72. Graf, I.: Haftfestigkeit verschiedener Fluorid freisetzender Bracketadhäsivsysteme, J Orofac Orthop/Fortschritte der Kieferorthopädie 61 (2000), Nr. 3, 191-198
73. Grubisa, H.S. et al: An evaluation and comparison of orthodontic bond strenghts achieved with self-ething primer, Am J Orthodont Dentofac Orthop 126 (Aug 2004), Nr.2, 213-9; quiz 255
74. Guzman, R. et al : Handling characteristics and bond strenght of 8 direct bonding orthodontic cements, J Oral Orthod 14 (1980), 631-636
75. Gwinnett, A.J.: State of the art and science of bonding in orthodontic treatment. Council on materials, instruments and equipment, J Am Dent Assoc 105 (1982), 844-850
76. Hanson, G.H. et al: Bonding base coated with porous metal powder: A comparison with fal mesh, Am J Orthod 83 (1983), 1-4

77. Harari, D. et al: A new multiurpose dental adhesive for orthodontic use: an in vitro bond strenght study, Am J Orthod Dentofac Orthop 118 (2000), 307-310
78. Hellwig, E., Lehmann, K.M.: Einführung in die restaurative Zahnheilkunde, Verlag Urban & Schwarzenberg, 2003
79. Hibst, R.: Laser: Aktueller Stand und neue Entwicklungen, Zahnärztliche Mitteilungen 10 (2001), S.54
80. Hormati, A.A. et al: Retentiveness of enamel-resin bonds using unfilled and filled resins, J Prosthet Dent 47 (1982), 502-504
81. Jensen, O.E. et al: Occlusal wear of four pit and fissure sealants over two years, Pediatr Dent 7 (1985), 23-29
82. Katona, T.R.: A comparison of stresses developed in tension, shear peel and torsion strenght testing of direct bonded orthodontic brackets, Am J Orthodont Dentofac Orthop 112 (1997), 244-251
83. Keizer, S. et al: Direct bonding of orthodontic brackets, Am J of Orthod 69 (1976), 318-327
84. KFO Zeitung: smile dental: fluorid-freisetzende Versiegelung, Monatszeitung der Kieferorthopädie, Rubrik: Markt Portal 11 (2003), www.smile-dental.de
85. Kimura, T. et al: Effect of fluoride varnish on the in vitro bond strenght of orthodontic using a self-etching primer system, Am J Orthod Dentofac Orthop 125 (2004), 351-356
86. Klocke, A., Kahl-Nieke, B.: Influence of cross-head speed in orthodontic bond strenght testing, Dent Mater 21 (2005), 139-144
87. Klocke, A., Kahl-Nieke, B.: Influence of force location in orthodontic shear bond strenght testing, Dent Mater 21 (2005), 391-396
88. Knoll, M. et al: Shear bond strenght of brackets bonded to anterior and posterior teeth, Am J Orthod 89 (1986), 476-479
89. Kula, K. et al: Clinical bond failure of precoated and operator-coated orthodontic brackets, Orthod Craniofac Res 5 (2002), 161-165
90. Lalani, N. et al: Polymerization with the argon laser: Curing time and shear bond strenghts, Angle Orthod 69 (1999), 525-534

91. Lippitz, S.J. et al: In vitro study of 24-hour and 30-day shear bond strenghts of three resin-glass ionomer cements used to bond orthodontic brackets, Am J Orthodont Dentofac Orthop 113 (1998), Nr.6
92. Lopez, J.L.: Retentive shear strenghts of various bonding attachment bases, Am J Orthod 77 (1980), 669-678
93. Magill, W.E.: Managment and best means of preserving the deciduous teeth, D. Reg. 22 (1868)
94. Maijer, R., Smith, D.C.: Improvements in bracket design, Am J Orthod 78 (1980), 630-639
95. Manhardt, J.: Lichtpolymerisation: Gerätetypen und deren Wirkungsweise, BZB (Apr 2003), 41-43
96. Margolis, H.C. et al: Effect of low levels of fluoride in solution on enamel demineralization in vitro, J Dent Res 65 (1986), Nr. 1, 23-29
97. Matasa, C.G.: Adhesion and its ten commandments, Am J Orthodont Dentofac Orthop 95 (1989), 355-356
98. McCabe, J.F., Rusby, S.: Dentine bonding agents-characteristic bond strenght as a function of dentine depth, J of Dent 20 (1992), 225-230
99. McGrory, K.R. et al: Fluoride-releasing sealer: Effect on bond strenght of orthodontic cement, IADR Tagung (März 2004), Hawaii Convention Center, Abstract 2836
100. McNeill, C.J. et al: Fluoride release from new light-cured orthodontic bonding agents, Am J Orthodont Dentofac Orthop 120 (Oct 2001), Nr.4
101. Mitchem, J.C., Turner, L.R.: The retentive strenght of acid-etched retained resins, J Am Dent Assoc 89 (1974), 1107-1110
102. Miura, F. et al: New direct bonding system for plastic brackets, Am J of Orthod 59 (1971), Nr.4, 350-361
103. Nakamichi, I. et al: Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion tests, J Dent Res 62 (1983), 1076-1081
104. Newman, J.G., Mevaste, M.: The intermediate effect of low viscous fissure sealents on the retention of resin restoratives in vitro, Proc Finn Dent Soc 71 (1975), 96-101
105. Newman, G.V.: Epoxy adhesive for orthodontic attechments: progress report, Am J Orthod 51 (1965), 901

106. Newman, G.V.: A posttreatment survey of direct bonding of metal brackets, Am J Orthodont 74 (1978), 197
107. Noble, R. et al: Clinical evaluation of an orthodontic self-etching primer, IADR Abstract 2569 (2005)
108. O'Brien, R.D. et al: Residual debris and bond strength-is there a relationship?, Am J Orthodont Dentofac Orthop 94 (1988), 220-230
109. Odegaard, J., Segner, D.: Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket, Am J Orthodont 94 (1988), 201-206
110. Oesterle, L.J. et al: Light and setting times of visible-light-cured orthodontic adhesives, J Clin Orthodont 29 (1995), 31-36
111. Oesterle, L.J. et al: The use of bovine enamel in bonding studies, Am J Orthodont Dentofac Orthop 114 (1998), 514-519
112. Oesterle, L.J. et al: Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light, Am J Orthodont Dentofac Orthop, 119 (2001), 610-619
113. Oesterle, L.J. et al: Effect of primer pre-curing on the shear bond strength of orthodontic brackets, Am J Orthodont Dentofac Orthop 126 (Dez 2004), Nr.6
114. Ogaard, B. et al: Fluoride retention in sound and demineralized enamel in vivo after treatment with a fluoride varnish (Duraphat), Scand J Dent Res 92 (1984), 190-197
115. Ogaard, B. et al: Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1. Lesion development, Am J Orthodont Dentofac Orthop 94 (1988), 68-73
116. Ogaard, B. et al: Incidence of filled surfaces from 10-18 years of age in an orthodontically treated and untreated group in Norway, Eur J Orthodont 11 (1989), 116-119
117. Ogaard, B. et al: Prevalence of white spot lesions in 19-years-olds: a study on untreated and orthodontically treated person 5 years after treatment, Am J Orthodont Dentofac Orthop 96 (1989), 423-427
118. Ogaard, B., Felipe, R.: Cariostatic effect and fluoride release from a visible light curing adhesive for bonding of orthodontic brackets, Am J Orthodont Dentofac Orthop 101 (1992), 303-307

119. Ogaard, B. et al: Microradiography and confocal laser scanning microscopy applied to enamel lesions formed in vivo with and without fluoride varnish treatment, *Eur J Oral Sci* 104 (1996), 378-383
120. Ogaard, B. et al: Effects of combined application of antimicrobial and fluoride varnishes in orthodontic patients, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 120 (2001), 28-35
121. O`Reilly, M., Featherstone, J.D.: De- and remineralization around orthodontic appliances: an in vivo study, *J Dent Res* 64 (1985), 301
122. Ortiz, R.F. et al: Effect of composite resin bond agent on microleakage and bond strenght, *J Prosthet Dent* 41 (1979), 51-57
123. Pahlavan, A. et al: Penetration of restorative resins into acid etched enamel, *J Am Dent Assoc* 93 (1976), 1170-1176
124. Pender et al: Shear bond strenght of orthodontic bonding agents, *Eur J Orthod* 10 81988), 374-380
125. Perdigao, J.: Effect of a self etching primer on enamel shear bond strenght, *Am J Dent* 10 (1997), 141-146
126. Phillips, H.W.: Bonding. Part 1 and 2 (JCO/Interviews), *J Clin Orthod* 14 (1980), 391-411, 462-80
127. Pickett, K.L. et al: Orthodontic in vivo bond strenght: comparison with in vitro results, *Angle Orthod* 71 (2001), Nr.2
128. Raadal, M.: Bond strenght of composites applied to acid-etched enamel, *Scand J Dent Res* 68 (1978), 157-162
129. Rajagapol, R. et al: A comparison of shear bond strenght and debonding characteristics of conventional, mouisture-insensitive, and self-etching primers in vitro, *Angle Orthod* 74 (2004), Nr.2
130. Retief, D.H., Woods, E.: Is a low viscosity bonding resin necessary?, *J Oral Rehab* 8 (1981), 255-266
131. Retief, D.H., Sadowski, P.L.: Clinical experience with the acid-etch technique in orthodontics. *Am J Orthod* 68 (1975), 645
132. Reynolds, I.R.: A review of direct orthodontic bonding, *Br J Orthod* 2 (1975), 171-178, Nr.3
133. Reynolds, I.R., Fraunhofer, J.A.: Direct bonding of orthodontic attachments to teeth. The relation of adhesive bond strenght to gange mesh size, *Br J Orthod* (1976)

134. Rix, D. et al: A comparison of fluoride release by resin-modified GIC and polyacid-modified composite resin, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 120 (Okt 2001), Nr.4
135. Roy, M., King, G.E.: Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material, *J Prosthet Dent* 61 (1989), 636-639
136. Saloum, F.S., Sandhi, A.: Preventing enamel decalcification after orthodontic treatment; *JADA* 115 (Aug 1987); 257-261
137. Schaneveldt, S., Foley, T.M.: Bond strenght comparison of moisture-insensitive primers, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 122 (Sep 2002), Nr.3
138. Schmit, J.L. et al: Effect of fluoride varnish on demineralization adjacent to brackets bonded with RMGI cement, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 122 (2002), 125-134
139. Sfondrini, M.F. et al: Effect of blood contamination on shear bond strenght of brackets bonded with conventional and self-etching primers, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 125 (März 2004), Nr.3
140. Sheridan, J.J. et al: Elektrothermal debracketing, *Am J Orthod* 89 (1986), 21-27
141. Siomka, L.V., Powers, J.M.: In vitro bond strenght of treated direct bonded metal bases, *Am J Orthod* 88 (1985), 133-136
142. Sirirungrojying, S. et al: Efficacy of using self-etching primer with 4-META/MMA-TBB resin cement in bonding orthodontic brackets to human enamel and effect of saliva contamination on shear bond strenght, *Angle Orthod* 74 (2004), 251-258
143. Sparrius, O., Grossman, E.S.: Marginal leakage of composite resin restorations in combination with dentinal and enamel bonding agents, *J Prosthet Dent* 61 (1989), 678-684
144. Sunna, S., Rock, W.P.: An ex vivo investigation into the bond strenght of orthodontic brackets and adhesive systems, *Br J Orthod* 26 (1999), 47-50
145. Tang, T.H. et al: In vitro shear bond strenght of orthodontic bondings without liquid resin, *Acta Odont Scand* 58 (2000), 44-48

146. Tavas, M.A., Watts, D.C.: Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study, *Br J Orthod* 6 (1979), 207-208
147. Tavas, M.A. et al: A visible light activated direct bonding material: an in vitro comparative study, *Br J Orthod* 11 (1984), 33-37
148. Tay, F.R. et al: Distribution of nanofillers from a simplified-step adhesive in acid-conditioned dentin, *J Adhes Dent* 1, 103 (1999)
149. Ten Cate, J.M. et al: Polymer adhesion to enamel: the influence of viscosity and penetration, *J Oral Rehabil* 4 (1977), 149-156
150. Todd, M.A. et al: Effect of a fluoride varnish on demineralization adjacent to orthodontic brackets, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 116 (1999) 159-167
151. Trimpeneers, L.M., Dermaut, L.R.: A clinical evaluation of the effectiveness of a fluoride-releasing visible light-activated bonding system to reduce demineralization around orthodontic brackets: *Am J Orthodont Dentofac Orthop* 110 (Aug 1996), Nr.2
152. Trites, B. et al: Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period, *Am J Orthodont Dentofac Orthop* 126 (Dez 2004), Nr.6
153. Valk, J.W.P., Davidson, C.L.: The relevance of controlled fluoride release with bonded orthodontic appliances, *J Dent* 15 (1987), 257-260
154. Velo, S.: Self-etching vs. traditional bonding systems in orthodontics: an in vitro study, *Orthod Craniofac Res* 5 (2002), 166-169
155. Wang, W.N., Tarng, T.H.: Evaluation of the sealant in orthodontic bonding, *Am J Orthodont Dentofac Orthop*, 100 (Sep 1991), Nr.3
156. Wenderoth, C.J. et al: Effectiveness of a fluoride-releasing sealant in reducing decalcification during orthodontic treatment, *Am J Orthodont Dentofac Orthop* 116 (Dez 1999), Nr.6
157. Wheeler, A.W. et al: Comparison of fluoride release protocols for in-vitro testing of 3 orthodontic adhesives, *Am J Orthodont Dentofac Orthop* 121 (März 2002), Nr.3
158. Williams, V.D., Svare, C.W.: The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength, *J Dent Res* 64, 151 (1985)

159. Wilson, A.D., Kent, B.E.: A new translucent cement for dentistry, Br Dent J (Feb 1972), 133-135
160. Wiltshire, W.A.: Determination of fluoride from fluoride releasing elastomeric ligature ties, Am J Orthodont Dentofac Orthop 110 (Okt 1996), Nr.4
161. Yamada, R. et al: Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets, Angle Orthod 72 (2002), 558-564
162. Zachrisson, B.U.: Iatrogenic damage in orthodontic treatment (JCO/Interviews), J Clin Orthod 12 (1978), 208-220
163. Zachrisson, B.U. et al: Enamel cracks in debonded, debanded and orthodontically untreated teeth, Am J Orthodont Dentofac Orthop (März 1980), 307-319
164. Zeppieri, I.L. et al: Effect of saliva on shear bond strenght of an orthodontic adhesive used with moisture-insensitive and self-etching primers, Am J Orthodont Dentofac Orthop 124 (Oct 2003), Nr.4

10. DANKSAGUNG

Diese Arbeit ist das Resultat der Einsatzbereitschaft zahlreicher Personen aus unterschiedlichen Abteilungen. Ich möchte mich bei all diesen Personen bedanken, auch bei jenen, deren Namen nicht explizite genannt sind.

Meine tiefste Dankbarkeit gebührt Frau Dr. E. Paschos für die unglaubliche Unterstützung und Hilfe. Ihr Vertrauen und ihre unermüdliche Tatkraft haben die Basis für diese Doktorarbeit gelegt.

Besonderer Dank gilt auch vor allem Prof. Dr. Ingrid Rudzki-Janson, die das Zustandekommen dieser Arbeit erst ermöglicht hat.

Meinem Freund Gordon danke ich insbesondere für seine Geduld und sein Verständnis und dafür, dass er mir immer den Rücken freigehalten hat. Laura, meinem soul mate, danke ich dafür, dass sie immer an mich geglaubt hat. Zuletzt, aber am innigsten, möchte ich ganz besonders meinen Eltern Milos und Zubejda danken, die mir sowohl meine schulische Ausbildung als auch das Studium ermöglicht haben und auf deren moralische Unterstützung ich stets zählen konnte. Ohne sie wäre die vorliegende Arbeit nicht zustande gekommen.

11. LEBENS LAUF

Persönliche Daten

Name: Senka Okuka
Geburtstag: 07.04.1979
Geburtsort: Sarajevo / Bosnien und Herzegowina
Eltern: Milos Okuka, Universitätsprofessor
Zubejda Okuka, Gymnasiallehrerin
Geschwister: Georg Okuka, Bauingenieur
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch

Schul Ausbildung

1985-1987 Prvi Maj Grundschule in Sarajevo
1988-1989 Siemens-Grundschule in München
1990-1998 Rupprechtgymnasium in München
Juni 1998 Allgemeine Hochschulreife

Universitätsausbildung

Oktober 1998 Aufnahme des Studiums der Zahnheilkunde an der Ludwigs-Maximilians-Universität in München
Oktober 1999 Ablegen der naturwissenschaftlichen zahnärztlichen Vorprüfung in München
März 2002 Ablegen der zahnärztlichen Vorprüfung in München
Juni 2004 Ablegen der zahnärztlichen Prüfung in München
29.10.2004 Erwerb der Approbation

Beruf

Seit 01.04.2005 Wissenschaftliche Mitarbeiterin in der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München
(Direktor: Prof. Dr. R. Hickel)

