

AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND UND
KIEFERHEILKUNDE

(Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger)

-ABTEILUNG FÜR ZAHNERHALTUNGSKUNDE-

(Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger)

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH
Standort Marburg

Der Einfluss von Haftsilan auf den Dentin-Kompositverbund

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der
Philipps-Universität Marburg

vorgelegt

von

Thomas Bethke

aus Rostock

Marburg 2013

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg
am: 11.06.2013

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. M. Rothmund
Referent: Prof. Dr. R. Frankenberger
Korreferent: Prof. Dr. M. Gente

Meiner Familie in Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichniss	4
1. Einleitung	5
2. Literaturübersicht	6
2.1. Der humane Zahnschmelz	6
2.1.1. Definition	6
2.1.2. Herkunft	6
2.1.3. Strukturmerkmale	7
2.1.3.1. Schmelzprismen	7
2.1.3.2. Retziusstreifen	8
2.1.3.4. Hunter Schregersche Streifung	8
2.1.3.5. Schmelz-Dentin-Grenze	8
2.2. Das Humane Dentin	9
2.2.1. Definition	9
2.2.2. Herkunft	9
2.2.3. Strukturmerkmale	10
2.2.3.1. Dentintubuli, peritubuläres und intertubuläres Dentin	10
2.2.3.2. Primärdentin	11
2.2.3.3. Sekundärdentin	11
2.2.3.4. Tertiärdentin	11
2.3. Dentale Adhäsivsysteme	12
2.3.1. Definition	12
2.3.2. Klassifikation dentaler Adhäsivsysteme	13
2.3.3. Schmelzbonding	14
2.3.4. Dentinbonding	15
2.3.5. Klinische Anwendung	17

3. Material und Methoden	20
3.1. Herstellung der Prüfkörper	20
3.2. Die Einteilung der Versuchsgruppen	21
3.2.1. Experimentelle Gruppen, verwendete Materialien und Arbeitsschritte	23
3.3. Präparation der okklusalen Kavität	23
3.4. Die Verwendung des Adhäsivsystems	24
3.5. Die Verwendung des Komposites	26
3.6. Lagerung der Proben	27
3.7. Microtensile-Untersuchung	27
3.8. Bespatterung der Prüfkörper und rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	28
3.9. Statistische Auswertung	30
4. Ergebnisse	31
4.1. Versuchsgruppen mit Anwendung von Syntac SE	32
4.1.1. Übersicht der VG mit Syntac SE	32
4.1.2. Versuchsgruppe 1	32
4.1.3. Versuchsgruppe 4	33
4.1.4. Versuchsgruppe 5	34
4.1.5. Versuchsgruppe 6	35
4.1.6. Versuchsgruppe 10	36
4.1.7. Versuchsgruppe 13	36
4.1.8. Versuchsgruppe 14	38
4.1.9. Versuchsgruppe 15	39
4.1.10. Resultat: Direkter Vergleich aller Gruppen mit Syntac SE	40
4.2. Versuchsgruppen mit der Anwendung von Syntac EAR	41
4.2.1. Übersicht der VG bezogen auf Syntac EAR	41
4.2.2. Versuchsgruppe 2	42
4.2.3. Versuchsgruppe 3	43
4.2.4. Versuchsgruppe 7	45
4.2.5. Versuchsgruppe 8	46
4.2.6. Versuchsgruppe 9	47

4.2.7. Versuchsgruppe 11	48
4.2.8. Versuchsgruppe 12	49
4.2.9. Versuchsgruppe 16	50
4.2.10. Versuchsgruppe 17	52
4.2.11. Versuchsgruppe 18	53
4.2.12. Resultat: Direkter Vergleich aller Gruppen mit Syntac EAR	54
5. Diskussion	55
5.1. Material und Methode	55
5.1.1. verwendete Zähne	55
5.1.2. Lagerung der Zähne	56
5.1.3. Das Adhäsivsystem - Syntac	57
5.1.4. Fülltechnik und Polymerisation	58
5.1.5. Mikrozugversuch	59
5.2. Ergebnisse	60
6. Zusammenfassungen	64
6.1. Zusammenfassung	64
6.2. Abstract	65
7. Literaturverzeichnis	66
8. Tabellarischer Lebenslauf	83
9. Verzeichnis der akademischen Lehrer	84
10. Danksagung	85
11. Ehrenwörtliche Erklärung	86

Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
Abb.	Abbildung
DAS	dentale Adhäsivsysteme
EAR	Etch-and-Rinse
Gew. %	Gewichtsprozent
MBP	Monobond Plus
mm	Milimeter
Mpa	Megapaskal
nm	Nanometer
PEG-DMA	Polyethylenglycoldimethacrylat
SA	Standartabweichung
SDG	Schmelz-Dentin-Grenze
SE	Self- Etch
sec.	Sekunde
SY	Syntac
SZG	Schmelz-Zement-Grenze
Tab.	Tabelle
TEG-DMA	Triethylenglycoldimethacrylat
u.	und
u.a.	unter anderem
µm	Mikrometer
VG	Versuchsgruppe
z.B.	zum Beispiel

1. Einleitung

Die menschlichen Zähne sind die einzigen mineralisierten Bestandteile des Menschen, die zum Teil innerhalb und teilweise außerhalb des Körpers lokalisiert sind [Giannini et al. 2004]. Sie dienen als mechanische Hilfsmittel zum Zerkleinern von Nahrungsbestandteilen bei mastikatorischen Prozessen. Die steigende Nachfrage nach ästhetischen Möglichkeiten der Zahnrestauration und die abnehmende Akzeptanz der silberfarbenen Amalgame führten zu der Forderung nach zahnfarbenen Restaurationsmaterialien. Die Füllungstherapie mit Adhäsivtechniken und Kompositen stellt dabei ein Teilgebiet der Zahnmedizin dar, welches sich folglich wie kein anderes in den letzten Jahren rasant entwickelt hat. Dabei ist das Angebot an Adhäsivsystemen auf dem Markt vielfältig und verwirrend [Haller und Blunck 1999]. Seit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik im Jahr 1955 von Buoncore war es möglich eine mikromechanische Verankerung für eine zuverlässige Verbindung zwischen Komposit und Zahn zu schaffen [Frankenberger et al. 1999, Frankenberger et al. 2001, Frankenberger et al. 2004]. Die Einführung dentaler Komposite durch Bowen 1962 führte aber auch zu Problemen. Hervorgerufen durch die Polymerisationsschrumpfung der Komposite kommt es zu Spannungen und Stress zwischen dem Füllmaterial und dem Zahn. Die Bindung an mit Phosphorsäure angeätztem Schmelz ist klinisch untersucht und akzeptiert. Dentin hingegen, mit seiner charakteristischen Mikrostruktur, dem Smear-Layer und Dentinliquor, erschwert diese Bindung. Momentan ist noch nicht ganz klar, welches der heutigen dentalen Adhäsivsysteme (DAS), ob Etch-and-Rinse- (EAR) oder die Self-Etch-Systeme (SE), eine erfolgreichere Verbindung zulassen. Unabhängig davon ist ein großes Problem DAS die Techniksensibilität. So zeigen sie eine hohe Misserfolgsrate von 1:12 [Garcia-Godoy 2010]. Munck et al. [2005] sehen das größte Defizit der heutigen adhäsiven Restaurationsmaterialien in ihrer begrenzten Haltbarkeit in vivo [Van Meerbeek et al. 1998]. Die meisten in der Literatur aufgeführten Gründe für das Scheitern sind der Verlust von Retention und ein insuffizienter Randschluss [Mjör et al. 2002, Mjörn und Gordan 2002, Munck et al. 2005]. Nur eine optimale Randabdichtung verhindert eine Spaltbildung, Mikroleakage, Kariesrezidive und letztendlich eine Pulpairritation [Frankenberger et al. 1999].

2. Literaturübersicht

2. 1. Der humane Zahnschmelz

2.1.1. Definition

Zahnschmelz ist die höchstmineralisierte, härteste aber auch sprödeste Substanz im menschlichen Körper [Schroeder 1992, Braly et al. 2007, Guidoni et al. 2008, Hellwig 2010].

Auf Grund seiner überdurchschnittlichen mechanischen Eigenschaften ist er ideal für physiologische Funktionen, wie Beißen, Kauen und dem Schutz des darunterliegenden Endodontiums, geeignet. Paine [2001] beschreibt den Schmelz als sehr widerstandsfähig, trotz einer lebenslangen wiederholenden Belastung in einem feuchten, sauren und Bakterien kontaminiertem Milieu. Diese Eigenschaften sind unter anderem auf die Mikrostruktur des Schmelzes zurückzuführen. Der Schmelz besteht aus mineralreichen Prismen, eingebettet in einer Matrix bestehend aus Wasser (2 Gew. %), organischem (1 Gew. %) und anorganischem Material (97 Gew. %) [Braly et al. 2007, Guidoni et al. 2008].

Dabei variiert die Zusammensetzung des Schmelzes individuell und unterliegt verschiedenen Einflussfaktoren, wie z.B. dem Alter und der Ernährung [Hellwig 2010]. Der Schmelz ist limitiert permeabel und fungiert in diesem Sinne als Molekularsieb und Ionenaustauscher. Dies ermöglicht chemische Veränderungen, die zur Aufrechterhaltung oder Änderung seiner Zusammensetzung beitragen können [Schroeder 1992].

2.1.2. Herkunft

Der Schmelz ist ektodermaler Herkunft und wird von Ameloblasten gebildet, die eine Schmelzmatrix sezernieren, welche mineralisiert und ausreift.

Während der Sekretion der Schmelzmatrix wandern die Ameloblasten von der Schmelz-Dentin-Grenze (SDG) Richtung koronal. Nachdem sie die zukünftige Schmelzoberfläche erreicht haben, stoppen Sie die Bewegung, die Sezernierung der Matrix und fangen an den Schmelz zu mineralisieren. Das Ergebnis ist die Zahnkrone mit ihrer spezifischen Form, ihrem okklusalem Relief, sowie der spezifischen Struktur aus Prismenstäben und koordinierten Kristalliten [Schroeder 1992, Paine et al. 2001, Radlanski und Renz 2004, Hellwig 2010]. Die Entwicklung des

Zahnschmelzes ist ein rhythmischer Prozess, der durch Querbanden in Form von Retziusstreifen entlang der Prismen präsentiert wird. Die Retziusstreifen stellen dabei eine Ruheperiode zwischen zwei aktiven Phasen der Sekretion dar [Schroeder 1992, Radlanski und Renz 2004, Hellwig 2010].

2.1.3. Strukturmerkmale

2.1.3.1. Schmelzprismen

Die Schmelzprismen sind Bündel von ähnlich ausgerichteten Calciumhydroxylapatitkristallen ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), die den Hauptbestandteil des Schmelzes bilden und ihm sein hartes und sprödes Verhalten verleihen [Braly et al. 2007]. Swain [2007] vergleicht in diesem Zusammenhang den Schmelz mit einer biologischen Keramik.

Im menschlichen Zahnschmelz repräsentieren die Prismen die sekretorische Aktivität und die Bewegung der Ameloblasten [Schroeder 1992, Radlanski und Renz 2004]. Die Prismen haben einen Durchmesser von ca. 200 nm und erreichen eine Länge von bis zu 100 μm . Während des gesamten Verlaufes bleibt der Durchmesser der Prismen konstant bei ca. 5 μm . Die parallel angeordneten Prismen erstrecken sich kontinuierlich senkrecht von der SDG zur Oberfläche. Dabei verlaufen Sie nicht nur in geraden Bahnen, sondern wellenförmig [Osborn 1968, Osborn 1970, Schroeder 1992, Radlanski und Renz 2004, Braly et al. 2007, Swain 2007, Guidoni et al. 2008].

In einigen Schmelzabschnitten verdrillen sich die Prismen oder ändern leicht ihre Richtung und verstärken so die gesamte Schmelzstruktur. Dies soll eine Anpassung an funktionelle Beanspruchung sein [Swain 2007, Swain 2009]. Guidoni [2008] beschreibt die Anordnung der Prismen als eine sperrholzähnlich angeordnete Struktur, die so organisiert als Rissstopper fungiert. Innerhalb der Prismen variiert die Anordnung der Apatit-Kristalle. Zentral gelegene Kristalle verlaufen parallel zur Prismenachse, während die peripher gelegenen in einem Winkel zwischen 15 und 60 Grad zur Längsachse liegen [Schroeder 1992, Swain 2007, Swain 2009, Attin 2010]. Die Anzahl der Prismenstäbe pro 1mm^2 variiert von koronal nach zervikal und unterliegt individuellen Schwankungen. Fosse [1964] konnte zeigen, dass durchschnittlich auf 1mm^2 Zahnoberfläche etwa 20000-30000 Prismenstäbe zulaufen, dass die Stabdichte an der SDG etwa 10% höher ist als an der Schmelzoberfläche und dass die jeweilige Anzahl der Prismenstäbe der Anzahl der Ameloblasten entspricht [Fosse 1964, Schroeder 1992].

2.1.3.2. Retziusstreifen

Die Retziusstreifen stellen eine Ruheperiode zwischen zwei aktiven Phasen der Sekretion der Ameloblasten dar. Sie erscheinen im Horizontalschliff als konzentrische Ringe und können mit den Jahresringen eines Baumes verglichen werden. Der Abstand von Linie zu Linie schwankt zwischen 4 und 150µm [Schroeder 1992, Radlanski und Renz 2004, Hellwig 2010].

2.1.3.3. Perikymatien

Bei frisch durchgebrochenen gesunden Zähnen bereits klinisch sichtbares Linienmuster, bestehend aus wellenförmig hervortretenden Bändern und Vertiefungen.

Sie entsprechen dem Schnittpunkt eines Retziusstreifens mit der Schmelzoberfläche [Schroeder 1992, Hellwig 2010].

2.1.3.4. Hunter-Schregersche-Streifung

Sie sind aufeinanderfolgende, dunkle und helle Streifen und stellen das Resultat optischer Phänomene, die durch den wellenförmigen Verlauf der Prismenstäbe verursacht werden, dar.

Die Streifung wird in Diazonien und Parazonien unterteilt [Schroeder 1992, Hellwig 2010].

2.1.3.5. Schmelz-Dentin-Grenze

Die SDG verläuft nicht gerade, sondern in gewellter Form. Diese morphologische Besonderheit soll zu einer besseren mechanischen Verzahnung zwischen Schmelz und Dentin, sowie einer erhöhten Stabilität der Schmelzkappe führen [Goel et al. 1991, Schroeder 1992, Radlanski und Renz 2007].

Im Bereich der SDG entspringen sogenannte Schmelzbüschel. Diese sind nur im inneren Drittel des Schmelzmantels zu finden und entsprechen unvollständig mineralisierten Schmelzanteilen [Orams et al. 1976], die schon während der Schmelzbildung entstehen. Die Büschel können auch den gesamten Schmelzmantel durchziehen und werden dann als Lamellen bezeichnet [Schroeder 1992].

2.2. Das humane Dentin

2.2.1. Definition

Dentin ist ein vitales, mineralisiertes, flüssigkeitsgefülltes Gewebe, welches den Hauptbestandteil des Zahnes ausmacht. Es bildet zusammen mit der Pulpa eine Funktionseinheit, das Endodontium. Zusätzlich unterstützt das Dentin die Übertragung von Kaukräften auf die Wurzel und indirekt auf das Parodont. Dentin wird normalerweise von Schmelz oder Zement bedeckt und steht nicht in direktem Kontakt mit der Mundhöhle [Pashley et al. 1978, Pashley 1979, Goel et al. 1991, Pashley 1991 Schroeder 1992, Hellwig 2010, Richter et al. 2010]. Roy und Basu [2007] beschreiben Dentin als eine biologische Verbindung, bestehend aus ca. 70 Gew. % anorganischem Material, 18 Gew. % organischer Matrix und 12 Gew. % aus Wasser. Seine Mineralien und organischen Komponenten sind dabei nicht gleichmäßig in dem Gefüge verteilt.

Dentin besitzt eine komplexe Struktur, bestehend aus Tubuli, die mit Dentinliquor und Odontoblastenfortsätzen gefüllt sind, sowie hochmineralisiertem peritubulärem Dentin und intertubulärem Dentin, bestehend aus Kollagen und abgelagertem Apatit. Das Dentin zeichnet sich durch seine gelbliche Eigenfarbe aus, ist sehr porös und permeabel und äußerst elastisch, sowie Verformbar. Röntgenologisch ist es weniger Dicht als Schmelz [Pashley 1989, Schroeder 1992, Attin 2010, Ziskind et al. 2011]. Das menschliche Dentin ist empfindlich gegenüber einer Vielzahl von Reizen, wie Hitze, Kälte, Trocknung, sowie mechanischen, hydrostatischen und osmotischen Drücken. Darüber hinaus verändert sich Dentin durch physiologische, Alterungs- und Krankheitsprozesse und ist in der Lage, verschiedene Formen zu bilden [Michelich et al. 1978, Marshall et al. 1997].

2.2.2. Herkunft

Dentin ist ein mineralisiertes Gewebe, welches von spezialisierten Zellen, den Odontoblasten, synthetisiert wird. Die Odontoblasten entwickeln sich aus ektomesenchymalen Zellen der Zahnpapille. Im Gegensatz zu Osteoblasten, die in der produzierten Matrix eingeschlossen werden, verbleiben die Odontoblasten an der Oberfläche der Matrix und bewegen sich mit der Mineralisationsfront nach zentripetal. Dabei hinterlassen sie einen zytoplasmatischen Zellfortsatz, die sogenannten Tomes'schen Fasern, in einer kanalähnlichen Struktur, den Dentintubuli [Pashley

1991, Schroeder 1992, Richter et al. 2010, Attin 2010]. Im Vergleich zur Amelogenese ist die Dentinbildung nicht auf die Zeit vor dem Zahndurchbruch beschränkt, sondern kann ein Leben lang fortgeführt werden. Wenn Milch- oder bleibende Zähne anfangen durchzubrechen, ist erst die Hälfte bis Dreiviertel ihrer Wurzeln vorhanden. Das weitere Wurzel-dentin wird während des Zahndurchbruches, aber auch noch nachdem der jeweilige Zahn seine Okklusionsebene erreicht hat, gebildet [Schroeder 1992]. Im Unterschied zum Knochen unterliegt das Dentin keinen Remodelierungsprozessen, sodass sich Störungen während der Dentinogenese als permanente Aufzeichnung in der Struktur wiederfinden lassen [Richter et al. 2010]. Die Dentinogenese vollzieht sich grundsätzlich in zwei Schritten. Als erstes wird eine anorganische Matrix, die im Wesentlichen aus Kollagen besteht, durch die Odontoblasten sezerniert. Diese Matrix, das Prä-dentin, reift und mineralisiert mit Hydroxylapatit als wichtigstes Mineral. Diese Mineralisationsfront folgt der Prä-dentinschicht in einem gewissen Abstand. Es bleibt stets eine Schicht Prä-dentin erhalten [Schroeder 1992, Attin 2010, Richter et al. 2010].

2.2.3. Strukturmerkmale

2.2.3.1. Dentintubuli, peritubuläres und intertubuläres Dentin

Das humane Dentin ist penetriert durch zahlreiche Mikrokanäle die während der Dentinogenese von den Odontoblasten gebildet werden, den sogenannten Dentintubuli, mit ca. 1-3 μm Durchmesser. Die Anzahl der Tubuli kann stark von 4900 bis 57000/ mm^2 variieren, progressiv steigend von koronal nach apikal. Die Tubuli verlaufen strahlenförmig von der Pulpa zur Schmelz-Zement-Grenze (SZG) und enthalten Odontoblastenfortsätze sowie Dentinliquor. Dieses System spielt eine wesentliche Rolle für die Physiologie des Dentins, denn es fungiert als Transportmedium für Ionen und Moleküle. Die Tubuli sind von einer 1-3 μm hochmineralisiertem peritubulären Dentinmanschette umgeben. Der Raum zwischen den Tubuli mit dem dazugehörigen peritubulären Dentin wird von intertubulärem Dentin ausgefüllt, das den Großteil der Dentinmasse bildet.

Während der gesamten Lebensdauer verringert sich der Durchmesser der Tubuli von peripher nach zentral durch kontinuierliche Anlagerung von peritubulärem Dentin oder durch Ausfällung von mineralischen Salzen, wie z.B. Hydroxylapatit oder Whitlockit. Dadurch wird die Porosität und Permeabilität des Dentins wesentlich herabgesetzt [Schroeder 1992, Lindén und Källskog 1995, Shibayan Roy 2007, Ziskind et al. 2011].

2.2.3.2. Primärdentin

Primärdentin ist definiert als jenes, welches bis zum Abschluss des Wurzelwachstums oder vor Erreichen der Okklusionsebene gebildet wird [Schroeder 1992, Hellwig 2010, Richter et al. 2010, Perdigão 2010].

2.2.3.3. Sekundärdentin

Sekundärdentin wird von den gleichen Odontoblasten sezerniert, nur langsamer und nach vollständigem Wurzelwachstum [Schroeder 1992, Hellwig 2010, Richter et al. 2010].

2.2.3.4. Tertiärdentin

Tertiäres Dentin wird an bestimmten Stellen der Pulpa-Dentin-Schnittstelle als Antwort auf bestimmte Umwelteinflüsse gebildet. Dabei werden zwei Arten von Tertiärdentin unterschieden, das reaktionäre und das reparative Tertiärdentin.

Reaktionäres Dentin wird bei leichteren äußeren Stimuli von den überlebenden Odontoblasten gebildet, während reparatives Dentin bei der Einwirkung stärkerer äußerer Stimuli von neu gebildeten odontoblastenähnlichen Zellen gebildet wird, nachdem die ursprünglichen Odontoblasten, die für die Bildung von primärem und sekundärem Dentin zuständig waren, zerstört wurden [Schroeder 1992, Hellwig 2010, Richter et al. 2010].

2.3. Dentale Adhäsivsysteme

2.3.1. Definition

Die Adhäsivtechnik dient der Anhaftung von Restaurationsmaterialien an der Zahnhartsubstanz, aber auch der adhäsiven Befestigung von Zahnersatz und kieferorthopädischer Apparaturen wie z.B. Inlays, Veneers, Kronen, Brücken oder Brackets). Seit der Einführung der Ätztechnik am Schmelz durch Buonocore, wurden große Fortschritte in der adhäsiven Füllungstherapie gemacht [Buonocore 1955]. Aber Komposite weisen neben einer nicht unerheblichen Polymerisationsschrumpfung einen ungünstigen Wärmeausdehnungskoeffizienten auf, die eine klebende Verankerung, sowie eine intelligente Schichttechnik erforderlich machen. Eine sichere Adhäsivtechnik ist für das Erreichen eines dauerhaften Ergebnisses bei der Verarbeitung von Kompositen obligat. Die adhäsive Verankerung macht es möglich, die Polymerisationsschrumpfung weitgehend zu kompensieren und dauerhafte Restaurationen herzustellen [Frankenberger 2004; Frankenberger 2006]. Da an und für sich kein Verbund zwischen Zahnhartsubstanzen und Komposit zu erreichen ist, ist es erforderlich, sowohl Schmelz, als auch Dentin für die Aufnahme des hydrophoben Komposites zu konditionieren. Der grundlegende Mechanismus der Bindung an Schmelz und Dentin ist im Wesentlichen ein Austauschprozess, in dem entfernte Mineralien aus dem Zahnhartgewebe durch Monomere ersetzt werden, die sich mikromechanisch in den gebildeten Porositäten verankern [van Meerbeek et al. 2003, van Meerbeek et al. 2011]. Dieses Prinzip der Verankerung wurde von Nakabayashi et al. 1982 erstmalig erwähnt und als Hybridschicht bezeichnet. Basierend auf dieser Haftungsstrategie sind derzeit zwei Mechanismen der Adhäsion moderner Adhäsivsysteme im Einsatz.

1. *Etch and Rinse Adhäsive*

Etch and Rinse Adhäsive beinhalten eine separaten Ätz- und Spülphase. In der Regel wird eine 30 - 40% Phosphorsäure aufgebracht und nach einer definierten Zeit abgesprüht. Diesem Konditionierungsschritt folgt das Auftragen eines Primers und eines Adhäsivs. Dabei variiert die Anzahl der Arbeitsschritte mit der Zahl der zu verwendenden Flaschen.

2. Self-Etch-non-rinse-Systeme

Ein alternativer Ansatz basiert auf der Anwendung von nicht abzusprühenden sauren Monomeren, die gleichzeitig den Konditionierungs- und Primersschritt vereinen. Durch das Fehlen der Spülphase wird nicht nur die Anwendungszeit sondern auch Anwendungsfehler reduziert. In der Regel wird bei der Anwendung zunächst ein selbstätzender Primer aufgetragen und anschließend das Adhäsiv [van Meerbeck et al. 2003, Frankenberger 2006, Hellwig 2010]. Mit dem Versuch diese Technik noch einfacher zu gestalten wurden sogenannte Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsivsysteme oder All-in-one-Adhäsive entwickelt. Diese scheinen aber einen weniger sicheren Verbund herzustellen [Munck et al. 2005].

2.3.2. Klassifikation der Adhäsivsysteme

Die große Vielfalt verschiedener Adhäsivsysteme auf dem Markt erschwert die Auswahl des geeigneten Präparates [Haller und Blunck 1999]. Es wurden schon diverse Versuche unternommen, die zur Verfügung stehenden Systeme zu klassifizieren. Während die Adhäsivsysteme bislang chronologisch nach Generationen eingeteilt wurden, ist es nach Frankenberger [2006] nicht mehr zeitgemäß. Er präferiert die Einteilung der Systeme nach der Anzahl der Applikationsschritte und nicht nach dem Zeitpunkt der Markteinführung [Frankenberger 2006, Frankenberger 2009, Frankenberger 2010, Frankenberger 2012].

1. Vier-Schritt-Selective-Etching			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Selektiv Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
Beispiel: Syntac (Etchant, Primer, Adhesive [2. Primer], Heliobond)			
2. Dreischritt- selective-etching			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Selektiv Schmelz	Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: A.R.T.Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)			
3. Vierschritt-etch-and-rinse			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
Beispiel: Syntac [Etchant, Primer, Adhesive (2.Primer), Heliobond]			
4. Dreischritt-etch-and-rinse			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: A:R:T: Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)			
Phosphorsäure	Primer		Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: Adapter Scotchbond Multi-Purpose, All-Bond 2, Gluma Solid Bond, Optibond FL			
5. Zweischritt-etch-and-rins			
Phosphorsäure	Primer + Bond		
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		
Beispiel: XP Bond, Prime&Bond NT, Adper Scotchbond 1 XT, Gluma Comfort Bond			
6. Zweischritt- self-etch			
Phosphorsäure	Primer		Bonding Agent
/	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: Hydrophobes Bond, AdheSe, Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond			
7. Einschritt- self-etch (Mischpräparate)			
Phosphorsäure	Etchant+Primer+Bond		
/	Schmelz/Dentin		
Beispiel: Adper Prompt, Xeno III, EtchandPrime3.0, One Up Bond F			
8. Einschritt- self-etch (Einfaschenpräparate)			
Phosphorsäure	Etchant+Primer+Bond		
/	Schmelz/Dentin		
Beispiel: iBond SE, Brush&Bond, G-Bond, Clearfil S3 Bond, One Coat 7.0, Easy Bond			

Tab. 1: Einteilung der Adhäsivsysteme analog zu den Applikationsschritten (Frankenberger 2011)

2.3.3. Schmelzbonding

Der humane Zahnschmelz geht mit Kompositen keine chemische Bindung ein. Um einen stabilen adhäsiven Verbund zu erzielen, ist eine Schmelzkonditionierung mit Hilfe einer Säure erforderlich [Schröder 1992]. Bei der Ätzung des Schmelzes mit einer 30 – 40% Phosphorsäure entsteht wegen der unterschiedlichen Säurelöslichkeit von Zentrum und Peripherie der Schmelzprismen ein retentives Ätzmuster mit einer Rauftiefe von etwa 10-30 µm. Dieser Konditionierungsschritt führt zu einer enormen Vergrößerung der Oberfläche, die Reaktionsfähigkeit der Schmelzstrukturen wird erhöht und die Benetzbarkeit stark gesteigert [Attin 2010]. Durch Penetration eines Bondings in diese Rauigkeiten bilden sich retentive Kunststoff-Zotten (Tags), über die das Komposit mit einer

Festigkeit von bis zu 20 MPa mikromechanisch am Zahnschmelz haftet [Gwinnett et al. 1976, Haller 1992, Frankenberger 2004, Frankenberger 2006]. Die hierbei entstehende Haftung reicht aus, um die Kräfte der Polymerisationsschrumpfung zu kompensieren.

Nach Frankenberger [1999] ermöglicht die Konditionierung mit Phosphorsäure eine vorhersagbare Retention sowie einen vorhersagbaren Randschluss und ist die beste Möglichkeit der Vorbehandlung für einen dauerhaften Verbund mit dem Schmelz [Frankenberger und Tay 2005]. Die Schmelzkonditionierung wird seit einigen Jahren auch durch selbstkonditionierende dentale Adhäsivsysteme (DAS) ermöglicht. Diese Systeme verwenden nicht Phosphorsäure für die Konditionierung, sondern enthalten saure Monomere mit Carboxylat- oder Phosphatgruppen [Haller und Blunck 2003]. Hieraus resultieren klinische Vorteile, wie eine vereinfachte Handhabung und eine verminderte Techniksensibilität [Munck et al. 2005, van Landuyt et al. 2006].

2.3.4. Dentinbonding

Im Gegensatz zum Zahnschmelz ist Dentin ein verhältnismäßig ungünstiges Substrat für eine Adhäsive Befestigung. Begründet wird dies durch seine anatomische Mikrostruktur mit den Tubuli, dem Dentinliquor, sowie dem Smear-Layer. Das Dentin ist hydrophil, während das Komposite hydrophob ist und dadurch kein inniger Kontakt mit der Dentinoberfläche zustande kommen kann [Haller 1992, Frankenberger et al. 1999, Frankenberger et al. 2005, Frankenberger 2006, Attin 2010, Haller und Blunck 2003, Vachiramom 2008].

Bei der Präparation des Dentins bildet sich der etwa 1-5 µm dicke Smear-Layer, welcher sich nicht mit dem Wasserspray oder Wattepellets entfernen lässt. Dieser setzt sich unter anderem aus Kollagentrümmern, Hydroxylapatit, Blut- und Speiseresten, sowie Dentinliquor zusammen [Attin 2010]. Diese Struktur weist eine inhärente Verbindung von etwa 5 MPa zum Dentin auf und vermindert die Dentinpermeabilität um bis zu 86%. Mikroskopische Porositäten erlauben jedoch die Diffusion von Dentinliquor [Perdigão und Jorge 2010]. Der zugrunde liegende Mechanismus der Adhäsion am Dentin beruht auf dem Eindringen von Monomere in teilweise entmineralisiertes Dentin, man spricht von Hybridisierung. Für den Aufbau einer stabilen Haftung erwies sich der Smear-Layer als Hindernis, indem er den Kontakt zwischen Restaurationsmaterial und Dentin erschwert und eine Hybridisierung behindert. Um einen dauerhaften und dichten Verbund von Kompositen und Dentin zu realisieren, muss der Smear-Layer entweder in den Verbund mit einbezogen oder entfernt werden [van Meerbeek et al. 1994, Haller und Blunck 2003, Ermis et al.

2008]. Moderne DAS interagieren nun auf unterschiedliche Weise mit dem Smear-Layer. Bei den Etch-and-Rinse-Systemen erfolgt eine Konditionierung des Dentins mit Säuren, so dass der Smear-Layer vollkommen entfernt wird und die oberflächliche Dentinschicht demineralisiert. Die Self-Etch-Systeme erhalten den Smearlayer und integrieren ihn in modifizierter Form in die Hybridschicht [Haller und Blunck 2003, van Meerbeek et al. 2003, Munck et al. 2005, van Meerbeek et al. 2003, Attin 2010]. Für die Entfernung des Smear-Layers werden im Rahmen der Etch-and-Rinse-Systeme Schmelz und Dentin in der Regel simultan mit 30-40% Phosphorsäure, oder bei den Self-Etch-Systemen das Dentin selektiv mit schwachen, säurehaltigen Primern konditioniert. Diese Konditionierung geht dem eigentlichen Klebevorgang voraus. Die Ätzung des Dentins sollte eine Dauer von 15 Sekunden nicht überschreiten [Frankenberger 2006], um eine zu hohe Demineralisierungstiefe, eine zu große Dentinpermeabilität und eine Kollagendenaturierung zu verhindern. [Frankenberger 2004]. Dabei ist es von der Konzentration der Säure abhängig, ob es zu einer partiellen oder vollständigen Entfernung des Smear-Layers und zu einer oberflächlichen Demineralisation des Dentins bis in eine Tiefe von 1- 7,5 µm kommt [van Meerbeek et al. 1994]. Hierbei werden die anorganischen Bestandteile aus der Dentinmatrix herausgelöst und ein instabiles, freigelegtes Kollagengeflecht verbleibt an der Oberfläche [Frankenberger et al. 2001].

Durch den fehlenden Smear-Layer ist das Dentin nun nicht mehr gegen eine Penetration von Molekülen und Bakterien geschützt und daher ist eine sofortige Versiegelung des Dentins obligat [Pashley 1981]. Eine Anforderung an die verwendeten DAS besteht unter anderem in einer Versiegelung der Dentintubuli und des freigelegten Kollagens, die Verhinderung postoperativer Hypersensitivitäten, sowie die Herstellung eines guten Verbundes zum Restaurationsmaterial [van Meerbeek et al. 2003, Frankenberger 2005].

Dem Konditionierungsschritt schließt sich das Auftragen eines bifunktionellen Primers und eines Bondings an, dabei variiert die Anzahl der Arbeitsschritte in der Regel mit der Zahl der zu verwendenden Flaschen [van Meerbeek et al. 2003, Frankenberger 2006, Hellwig 2010].

Der Primer mit seinen amphiphilen Eigenschaften kann an die hydrophilen Kollagenfasern binden und mit seinem hydrophoben Ende eine Verbindung zum hydrophoben Bonding herstellen. Beide Komponenten infiltrieren das Kollagengeflecht und bilden die von Nakabayashi et al. erstmals beschriebene Hybridschicht [Nakabayashi et al. 1982, Haller 1992, Perdigão et al. 1996, Perdigão et al. 1999, Haller und Blunck 2003, Pashley et al. 2007, Perdigão 2010, Attin 2010]. Die Ausbildung dieser Hybridschicht wird als Schlüsselfaktor für ein erfolgreiches Dentinbonding angesehen [Frankenberger 2002, Pashley et al. 2007, Perdigão 2010].

Auch die eröffneten Dentintubuli werden zum Teil penetriert und es bilden sich die sogenannten

„Tags“ aus [Haller 1992, Hellwig 2010]. Diese können auch über Anastomosen miteinander verbunden sein und führen zu der mikromechanischen Retention [Pashley und Carvalho 1997, Attin 2010, Perdigão 2010]. Nur wenn die Monomere das Kollagengeflecht vollständig infiltrieren können nanoskopische Undichtigkeiten, dass sogenannte Nanoleakage, verhindert werden. Dieses wird unter anderem für postoperative Hypersensitivitäten verantwortlich gemacht [Frankenberger 2005, Haller und Janke 2012]. Den bisher beschriebenen Etch-And-Rinse-Systemen werden die Self-Etch-Systeme gegenübergestellt. Hier wird die „Etch-and-Rinse-Phase“ umgangen indem die Demineralisation und Monomerinfiltration bei der Selbstkonditionierung simultan verlaufen. Die Tiefe der Infiltration und Demineralisation sind identisch. Dadurch kommt es zu einer Verkürzung der klinischen Anwendungszeit und es liegt kein empfindliches, ungeschütztes Kollagengeflecht vor [Haller und Bluck 2003, van Meerbeek 2003, van Landuyt et al. 2006, Attin 2010, Haller und Janke 2012].

2.3.5. Klinische Anwendung

Gegenwärtig wird die Anbindung an Zahnhartsubstanzen entweder durch die Etch and Rinse- oder der Self-Etch-Technik ermöglicht [Frankenberger et al. 2005, van Meerbeek 2003, Attin 2010]. Je nachdem wie die 3 kardinalen Schritte bestehend aus Konditionierung, Priming und Bonding zur Zahnhartsubstanz angewendet werden, gibt es zeitgenössische DAS als Drei-Schritt-, Zwei-Schritt- und Ein-Schritt Systeme [Pashley et al. 2001, Tay et al. 2002, Frankenberger 2004, Tay et al. 2004]. Die Anzahl dentaler Adhäsivsysteme auf dem Markt ist enorm und die Entwicklung neuer Systeme schreitet rasch voran. Es zeigt sich ein eindeutiger aktueller Trend der Systeme hin zu vereinfachten, benutzerfreundlichen und damit Technik unempfindlicheren Systemen [Frankenberger et al. 2001, Frankenberger et al. 2005, Peumans et al. 2005, van Landuyt et al. 2006]. Vergleicht man nun die Systeme untereinander, so lässt sich feststellen, dass in Bezug auf die Benutzerfreundlichkeit und Techniksensitivität klinisch gesehen der Self-Etch Ansatz am erfolgversprechendsten ist. Das Prinzip der Selbstkonditionierung ist deshalb so attraktiv, weil der Verzicht auf die „Etch and Rinse“ Phase die Gefahr von Fehlern bei der Anwendung reduziert und den Zeitaufwand verringert [Haller und Blunck 2003, van Meerbeek et al. 2005, Salz und Arnetzl 2007, van Meerbeek et al. 2011, Haller und Janke 2012]. Ein weiterer wichtiger Aspekt bei der Verwendung von Self-Etch-Adhäsiven ist die Abwesenheit oder zumindest geringere Inzidenz von postoperativen Hypersensibilitäten, die durch den Patienten erlebt werden [van Meerbeek et al. 2003, van

Meerbeek et al. 2005, Peschke 2006, Salz und Arnetzl 2007, van Meerbeek et al. 2011, Haller und Janke 2012]. Je nach Anzahl der Applikationsschritte gibt es bei den Self-Etch Systemen Zwei-Schritt Systeme oder All-in-One Adhäsive. Letztere vereinigen alle Arbeitsschritte in einem und zeigen bezüglich der Verarbeitungszeit noch eine Verbesserung [van Meerbeek et al. 2011, Haller und Janke 2012, Hanabusa 2012]. Nach Tay et al. [2004 a] ist es aber erforderlich, dass Vertreter dieser Klasse mehrmals appliziert werden, um eine akzeptable Haftung an den Zahnhartsubstanzen zu generieren. Ein zeitlicher Vorteil im Vergleich zu Mehrschrittssystemen wird daher nicht erreicht [Frankenberger 2004]. Das Hauptproblem stellt aber ihre Permeabilität gegenüber Wasser dar. Selbst nach Photopolymerisation kann Dentinliquor hindurch penetrieren. Die Self-Etch Adhäsive können auf Grund ihrer hydrophilen Natur als semipermeable Membranen angesehen werden. Eine mangelhafte Dentinversiegelung und massives Nanoleakage sind die Folge [Tay et al. 2002, Tay et al. 2004 a, Tay et al. 2004 b, Munck et al. 2005, van Landuyt 2006, Haller und Janke 2012]. Zudem konnten Peumans et al. [2005] zeigen, dass die Ein-Schritt-Self-Etch-Systeme die höchste durchschnittlichste Ausfallrate von 8,1% besitzen.

Es wird deutlich, dass die Entwicklung neuer Adhäsivsysteme eher der Zeitersparnis, als der Effektivitätssteigerung dient. Die Stärke der Bindung ist reduziert [Haller und Blunck 2003, van Landuyt et al. 2006, Frankenberger 2009]. Ein Grund hierfür liegt nach Haller und Janke [2012] unter anderem in einem deutlich weniger retentivem Ätzmuster auf dem Schmelz, verglichen mit der Phosphorsäureätzung bei Etch-and-Rinse-Systemen. In einer eigenen Studie konnten Sie zeigen, dass selbstkonditionierende Adhäsivsysteme nur 30-65% der Schmelzhaftung von Etch-and-Rinse Systemen erreichen [Haller und Janke 2012]. Auch Frankenberger [2006] konnte darlegen, dass bei simulierter okklusaler Belastung die Self-Etch-Systeme den Adhäsivsystemen mit konventioneller Phosphorsäure unterlegen sind. Säureätzung des Schmelzes mit Hilfe von Phosphorsäure ermöglicht eine vorhersagbare Retention und Randschluss und stellt nach wie vor die beste Art der Vorbehandlung für eine dauerhafte dentale Restauration dar [Frankenberger et al. 1999, van Meerbeek 2003, Frankenberger 2004, Frankenberger und Tay 2005]. Zwei-Schritt-Self-Etch-Systeme besitzen im Allgemeinen eine höhere Festigkeit der Schmelzhaftung als All-in-one Adhäsive [Haller und Janke 2012].

Ein neuer Ansatz liegt in der Umwandlung eines All-in-one-Adhäsives in ein Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv. Ein vorheriges selektives Ätzen des Schmelzes mit Phosphorsäure mit anschließender Applikation des All-in-one-Adhäsives verbessert die Haftfestigkeit am Schmelz deutlich [van Meerbeek et al. 2005, van Landuyt et al. 2006, Frankenberger 2011, Haller und Janke 2012, Hanabusa et al. 2012]. Nach Haller und Blunck [2003] erzeugt keines der heute üblichen

Adhäsivsysteme einen absoluten beständigen Dentinverbund. Es liegen aber große Unterschiede zwischen den verschiedenen Systemen vor. Bezüglich der Dentinhaftung werden die besten Werte mit Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-Systemen erzielt. Es folgen Zwei-Schritt-Self-Etch- und Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Systeme. Die niedrigsten Dentinhaftwerte zeigen All-in-one-Adhäsive [Haller und Janke 2012]. Nach van Meerbeek et al. [2011] gibt es Hinweise, dass bei Self-Etch-Systemen die Wirksamkeit der Bindung u.a. durch die Dicke der Smear-Layerschicht beeinträchtigt werden kann. Zusammenfassend lässt sich durch einen Vergleich der gegenwärtigen Adhäsivsysteme sagen, dass die Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsivesysteme nach wie vor, bezogen auf Haftung und Haltbarkeit, als Goldstandart angesehen werden können. Jede Art der Vereinfachung in der klinischen Anwendung führt zu einem Verlust der Effektivität von Adhäsivsystemen. Lediglich Zwei-Schritt Self-Etch Adhäsivsysteme kommen diesem Standard am nächsten und bieten klinische Vorteile, wie eine vereinfachte Handhabung und eine verminderte Techniksensitivität [van Meerbeek et al. 2003, Frankenberger und Tay 2005, Munck et al. 2005, Peumans et al. 2005].

3. Material und Methoden

3.1. Herstellung der Prüfkörper

Die Versuchsreihe wurde mit 54 extrahierten, füllungs- und kariesfreien humanen dritten Molaren durchgeführt. Es kamen auch Zähne zum Einsatz, bei denen das Wurzelwachstum noch nicht abgeschlossen war. Die Zähne wurden für das Experiment zunächst in einer Thymol-Lösung desinfiziert und vor der Weiterverarbeitung mit einem Skalpell mechanisch gereinigt. Anschließend wurden sie willkürlich auf achtzehn Versuchsgruppen zu je drei Proben verteilt. Es folgte die Präparation einer okklusalen Kavität, deren Kavitätenboden vollständig im Dentin lag. Die Kavität wurde mit EcuSphere®-Komposit (DMG) adhäsiv mit Syntac® (Ivoclar Vivadent AG) und Monobond® Plus (Ivoclar Vivadent AG) nach einem festgelegten Schema wieder aufgefüllt (siehe 3.2.1.). Mit Hilfe einer Trennscheibe wurden die Wurzelspitzen bis auf ca. 3 mm unterhalb der Bi- bzw. Trifurkation abgetrennt, um die Fixation der Zähne an der Prüfmaschine zu erleichtern. Die mit Komposit vorbereiteten Zähne wurden nun im etwa 90°-Winkel zur okklusalen Fläche mit einer wassergekühlten Diamantsäge (Isomet 1000 Präzisionssäge, Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois USA, Abb. 1) in 1 mm dicke Scheiben vertikal zersägt, welche wiederum in ca. 1mm mal 1mm dicke Stäbchen horizontal zersägt wurden (Abb. 2a-2c). Die Dicke der Stäbchen wurde mit einer digitale Schieblehre (Typ Brüder Mannesmann, M823-160) nachgeprüft und notiert. Die Stäbchen, die während der Herstellung zerstört wurden, wurden ebenfalls dokumentiert und gehen in die Bewertung mit ein. Die Anzahl der verwendeten Stäbchen unterlag je Gruppe individuellen Schwankungen.



Abb. 1: IsoMet 1000 Präzisionssäge, Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois USA

3.2. Die Einteilung der Versuchsgruppen

Die 54 Zähne wurden willkürlich in 18 Gruppen zu je 3 Zähnen aufgeteilt. Jede Gruppe hatte ihre spezifische Reihenfolge der kardinalen Schritte des Adhäsivsystems Syntac (SY) unter Einbeziehung eines Zusatzschrittes, dem Haftsilan Monobond Plus (MBP).

Die einzelnen Gruppen unterschieden sich des Weiteren in Ihrer Ätztechnik (Selektive Schmelzätzung, selektive Dentinätzung oder „total-etch“), als auch in der Einwirkzeit des MBP. In der Gruppe 1 – 9 betrug die Einwirkzeit des MPB 1 Minute, während das MBP in den Gruppen 10 – 18 für jeweils 10 sec. einwirkte.



Abb. 2a: Schematische Darstellung des Prüfkörpers vor und nach okklusaler Kavitätenpräparation und Füllung

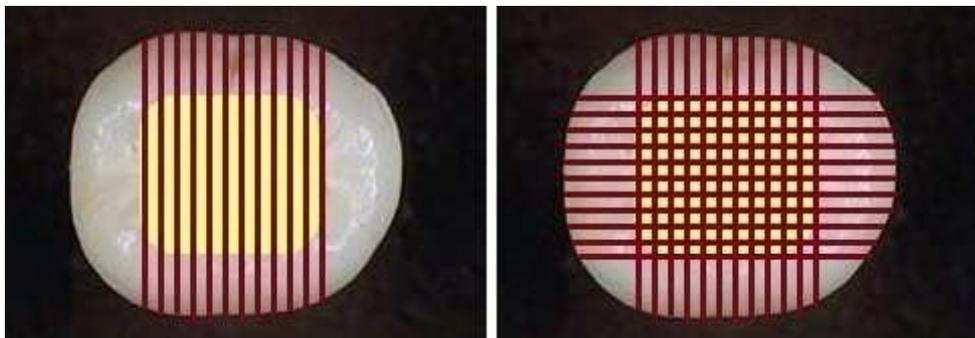


Abb. 2b: Schematische Darstellung des Prüfkörpers nach vertikalem und horizontalem Sägen

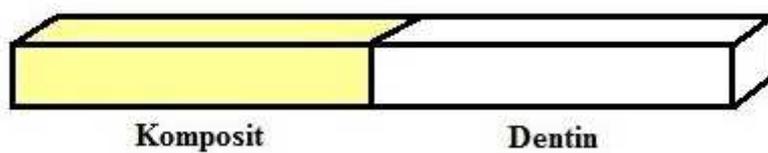


Abb. 2c: Schematische Darstellung des fertigen Prüfkörpers mit Komposit- und Dentinanteil

3.2.1. Experimentelle Gruppen, verwendete Materialien und Arbeitsschritte

1. MBP, SY ohne Dentinätzung, aber Schmelzätzung
2. MBP, SY mit Dentinätzung und Schmelzätzung
3. Dentinätzung, MBP, SY
4. Selektive Schmelzätzung, SY Primer, MBP, SY Adhesive, Heliobond
5. Selektive Schmelzätzung, SY Primer, SY Adhesive, MBP, Heliobond
6. Selektive Schmelzätzung, SY Primer, SY Adhesive, Heliobond, MBP
7. Dentinätzung, SY Primer, MBP, SY Adhesive, Heliobond
8. Dentinätzung, SY Primer, SY Adhesive, MBP, Heliobond
9. Dentinätzung, SY Primer, SY Adhesive, Heliobond, MBP
10. MBP, SY ohne Dentinätzung, aber Schmelzätzung
11. MBP, SY mit Dentinätzung und Schmelzätzung
12. Dentinätzung, MBP, SY
13. Selektive Schmelzätzung, SY Primer, MBP, SY Adhesive, Heliobond
14. Selektive Schmelzätzung, SY Primer, SY Adhesive, MBP, Heliobond
15. Selektive Schmelzätzung, SY Primer, SY Adhesive, Heliobond, MBP
16. Dentinätzung, SY Primer, MBP, SY Adhesive, Heliobond
17. Dentinätzung, SY Primer, SY Adhesive, MBP, Heliobond
18. Dentinätzung, SY Primer, SY Adhesive, Heliobond, MBP

3.3. Präparation der okklusalen Kavität

Die Präparation der Klasse-I-Kavität erfolgte unter direkter Sicht, um eine nahezu standardisierte Kavität zu schaffen. Der okklusale Kasten wurde mit leicht divergierenden Kavitätenwänden (Öffnungswinkel ca. 8 – 12 Grad) mit einem Mikromotor unter Nutzung eines KaVo-Rotring-Winkelstückes bei maximaler Drehzahl und Wasserkühlung präpariert. Die Umrissform der Kavität wurde zunächst grob mit einem zylindrischen Diamantschleifkörper mit 181 µm Korngröße und abgerundeter Stirnseite vorbereitet (HS-Maxima 835), anschließend mit einem zylindrischen Diamantschleifkörper mit 40 µm Korngröße und abgerundeter Stirnseite nachgearbeitet (HS Maxima 836) und dann mit einem Arkansastein (HS Arkansas) geglättet.

3.4. Die Verwendung des Adhäsivsystems

Für die zu untersuchenden Gruppen wurde das Drei-Flaschen-Adhäsivsystem Syntac® (Ivoclar Vivadent AG) verwendet. Nach Angaben des Herstellers handelt es sich hierbei um ein selbstätzendes System, mit separater Schmelzätzung. Die Zähne wurden jedoch entgegen den Herstellerangaben Gruppenspezifisch konditioniert. Hierfür wurde eine 37% Phosphorsäure verwendet und je nach Gruppe der Schmelz für 30 sec. und/oder das Dentin für 15 sec. angeätzt. Anschließend wurde die Kavität gründlich für 30 sec. mit Wasserspray abgesprüht und mit öl- und wasserfreier Druckluft vorsichtig getrocknet. Das milchig-opake Ätzmuster sollte nicht mehr kontaminiert oder berührt werden. Der Syntac-Primer wurde mit einem Pinsel aufgetragen, 15 sec. in der Kavität belassen und danach verblasen. Als nächstes wurde das Adhäsiv mit einem Pinsel aufgetragen, für 10 sec. in der Kavität belassen und dann verblasen. Das Bonding Agents Heliobond wurde im nächsten Schritt aufgetragen und nach kurzer Einwirkzeit dünn verblasen und anschließend mit einem Lichtpolymerisationsgerät (Elipar 2500, 3M ESPE) mit einer Wellenlänge von 400-500 nm für 20 sec. gehärtet. Das Auftragen des MBP erfolgte ebenfalls Gruppenspezifisch und fügte sich zwischen den oben Beschriebenen Schritten ein, oder schloss sich an. (Abb. 3, Tab. 2)



Abb. 3: Adhäsivsystem Syntac® Classic und Monobond® Plus

	Syntac® Classic	Monobond® Plus
Komponenten:	Primer Adhesive Heliobond	Universalprimer
Chemische Zusammensetzung	<i>Primer:</i> TEGDMA, Maleinsäure, Wasser Aceton <i>Adhesive:</i> PEGDMA, Glutaraldehyd, Wasser <i>Heliobond:</i> Bis-GMA, TEGDMA, UDMA	Alkoholische Lösung von Silanmethacrylat, Phosphorsäuremethacrylat und Sulfidmethacrylat
Empfohlene Applikationsweise	1. Auftragen des Primers für 20 sec, verblasen 2. Auftragen des Adhäsivs für 15 sec, verblasen 3. Auftragen des Bonds, verblasen Photopolymerisation für 20 sec.	Monobond Plus dünn auftragen, 60 sec einwirken lassen, mit starkem Luftstrom verblasen
Hersteller	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein
Lot-Nummer	Primer: K36299 Adhesive: J26183 Heliobond: G26999	Monobond Plus: R64900

Tab. 2: Verwendete Materialien mit Komponenten, Zusammensetzung, Applikationsweise, Herstellerangaben und Lot-Nummern.

3.5. Die Verwendung des Komposites

Jede präparierte Kavität der 54 Zähne wurde mit dem lichthärtenden Hochleistungs-Komposit EcuSphere® Shine (DMG) verschlossen (Tab. 3). Mit einem Planstopfer wurde eine erste Schicht Komposit (1,5mm) in die Kavität appliziert. Anschließend wurde diese für 40 sec. mit einer Lichtintensität von 400-500 nm lichtgehärtet. Danach wurde eine zweite Kompositschicht (1,5mm) eingebracht und wiederum 40 sec. lichtgehärtet. Dieser Vorgang wurde entsprechend der Inkrementtechnik wiederholt, bis die Kavität vollständig verschlossen war. Das Komposit wurde mit Hilfe eines Heidemannspatels und Stopfinstrumenten sorgfältig an die Kavitätenwände adaptiert. Während der Lichthärtung wurde die Lichtquelle so orientiert, dass der Lichtvektor immer senkrecht auf die Okklusionsfläche des Zahnes stand.

Material (Hersteller)	Material-gruppe	Ch.-Nr.	Zusammen-setzung	Füllstoff-anteil (Gew.%)	Partikel-größe
EcuSphere® Shine (DMG)	Fein-partikel-Hybrid-Komposit	220257	Mikrofüller und mikrogefüllte Präpolymere in einer Bis-GMA-basierten Matrix aus Dentalharzen Katalysator, Pigmenten, Additive	76	0,04-20 µm

Tab. 3: Charakterisierung des verwendeten Füllungsmaterials nach Herstellerangaben

3.6. Lagerung der Proben

Sowohl die unzersägten Zähne als auch die fertigen Prüfkörper wurden in Wasser bei Raumtemperatur gelagert. Diese Lagerung in Wasser zwischen allen Arbeitsschritten sollte ein Austrocknen der Proben und Prüfkörper verhindern.

3.7. Microtensile-Untersuchung

Die Stäbchen wurden der Mikrozugfestigkeitsprüfung in einer Universalprüfmaschine (Microtensile MTD-500 Plus, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham) unterzogen. Hierfür wurden die Stäbchen horizontal an der Zugvorrichtung mit Klebewachs fixiert. Die Vorlast wurde mit 0 N und die max. Kraft mit 50 N festgelegt. Diese Vorrichtung bewegte sich mit einer Verfahrensgeschwindigkeit von 3 mm/min auseinander, bis es zu einer Fraktur des Prüfkörpers kam. Die erforderlichen Kräfte wurden notiert. Durch die vorher mit Hilfe einer Schieblehre ermittelte Klebefläche und der aufgewendeten Bruchkraft lässt sich der Quotient für die Dentinhaftung in MPa errechnen.



Abb. 4: Microtensile MTD-500 Plus, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham

3.8. Besputterung der Prüfkörper und rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Um das Komposit-Dentin-Interface rasterelektronenmikroskopisch untersuchen zu können, wurden alle Probenstäbchen nach erfolgtem Mikrozugversuch auf einen Aluminiumträger mit Temperatur-Haftkleber (Leit-C-Plast EM-24015, Plano GmbH, Wetzlar) befestigt und mit Silber bedampft. (Sputter-Coaster S150B, VTM GmbH, Ilbenstadt, Abb. 5). Erst dann konnte mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops (REM Phenom, Phenom-World BV, Eindhoven, Niederlande, Abb.6) bei 200 bis 2100-facher Vergrößerung die Oberflächenmorphologie der dem Haftfestigkeitsversuch unterzogenen Probenstäbchen untersucht werden. Das Dentin-Komposit-Interface und die Hybridschicht wurden beurteilt.



Abb. 5: Sputter-Coaster S150B, VTM GmbH, Ilbenstadt



Abb. 6: REM Phenom, Phenom-World BV, Eindhoven, Niederlande



Abb. 7 : Objektträger für das REM Phenom mit Prüfkörper

3.9. Statistische Auswertung

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit dem Programmpaket SPSS® für Windows, Version 14.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Folgende statistische Testverfahren fanden Verwendung:

1. Der *Kolmogorov-Smirnov-Test* überprüft die Normalverteilung. Im Falle einer Normalverteilung erfolgte der ANOVA-Mittelwertvergleich, bei den nicht normalverteilten Testwerten wurden nicht parametrische Tests durchgeführt.
2. Der *Mann-Whitney-U-Test* prüft auf der Basis der Rangordnung, ob zwei unabhängige Stichproben derselben Grundgesamtheit angehören.
3. Das *Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm* untersucht unabhängige Stichproben nach dem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$.

4. Ergebnisse

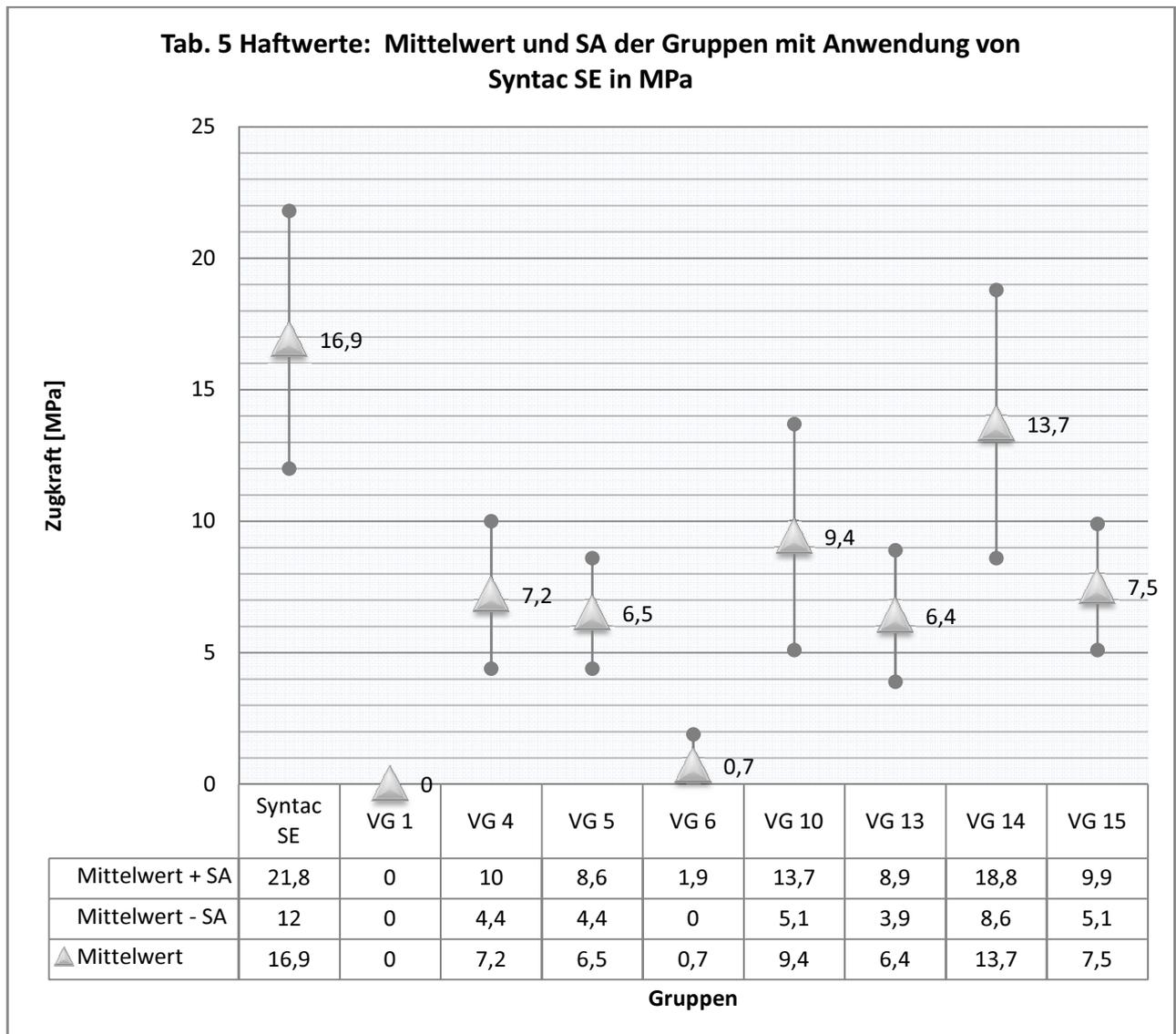
Die Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung sind nach statistischer Auswertung der Tab. 4 zu entnehmen. Angegeben werden die Versuchsgruppen (VG) mit den dazugehörigen Mittelwerten und Standardabweichungen (SA) in Megapascal (MPa). Das Signifikanzniveau liegt bei $\alpha = 0,05$. Die Exponenten geben die Ergebnisse des Korrekturverfahrens nach Bonferroni-Holm wieder, wobei ein äquivalenter Exponent für $p > 0.05$ steht. Die Gruppe Syntac SE (Self-Etch) und Syntac EAR (Etch-and-Rinse) dienen als Referenzwerte um die Ergebnisse auszuwerten.

Gruppe	Mittelwert (SA) in MPa
Syntac SE	16.9 (4.9) ^B
Syntac EAR	38.5 (6.9) ^A
VG 1	0 ^{GH}
VG 2	6.4 (3.5) ^E
VG 3	12.2 (3.9) ^C
VG 4	7.2 (2.8) ^E
VG 5	6.5 (2.1) ^E
VG 6	0.7 (1.2) ^G
VG 7	17.2 (4.5) ^B
VG 8	13.5 (5.6) ^C
VG 9	11.2 (4.1) ^C
VG 10	9.4 (4.3) ^D
VG 11	4.5 (1.6) ^{EF}
VG 12	6.5 (2.9) ^E
VG 13	6.4 (2.5) ^E
VG 14	13.7 (5.1) ^C
VG 15	7.5 (2.4) ^E
VG 16	10.2 (3.1) ^D
VG 17	4.3 (1.1) ^{EF}
VG 18	6.5 (2.9) ^E

Tab. 4: Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung

4.1. Versuchsgruppen mit Anwendung von Syntac SE

4.1.1. Übersicht der VG mit Syntac SE



4.1.2. Versuchsgruppe 1

Alle Proben der VG 1 liefern keine Haftwerte. Beim Sägevorgang kam es bereits zu einer Fraktur im Bereich des Interfaces, so dass es nicht gelungen ist Prüfkörper herzustellen.

Nach Bonferroni-Holm zeigt sich, dass die VG 1 inferenzstatistisch nicht signifikant auf dem 5% Niveau mit der VG 6 ist.

4.1.3. Versuchsgruppe 4

Die VG 4 zeigt einen Mittelwert im Zugversuch von 7,2 MPa und eine SA von $\pm 2,8$ MPa.

Der Vergleich zum Referenzwert von Syntac SE ergibt eine signifikante Verschlechterung ($p < 0,05$). Der Zugversuch in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem Verfahrweg [mm] ist in Abb. 4.1. dargestellt. Qualitativ ergibt die Auswertung der REM-Bilder eine kombinierte adhäsiv–koäsiv Fraktur (Abb. 4.2.).

Nach Bonferroni-Holm zeigt sich, dass die VG 4 inferenzstatistisch nicht signifikant auf dem 5% Niveau mit der VG 2, 5, 11, 12, 13, 15, 17 und 18 voneinander zu unterscheiden ist.

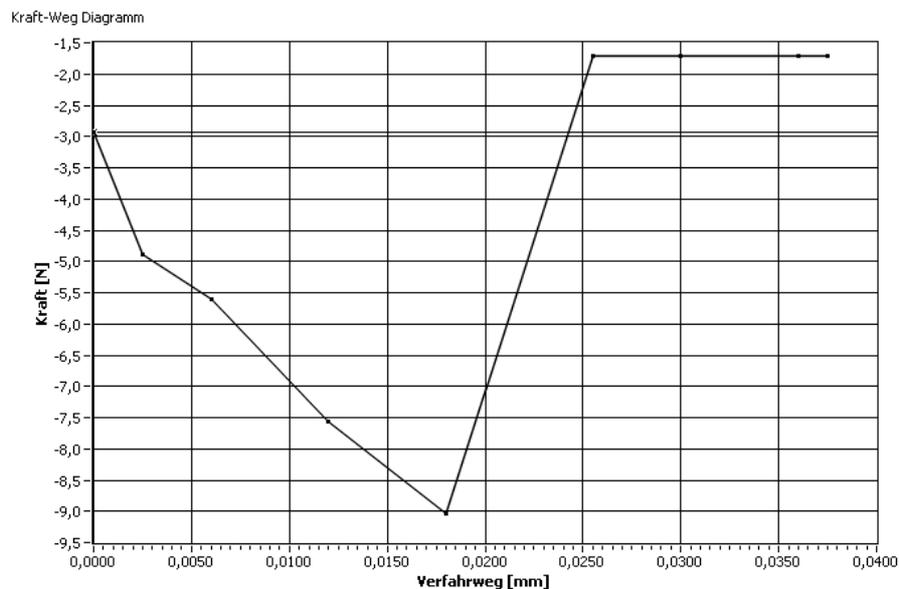


Abb. 4.1.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 4

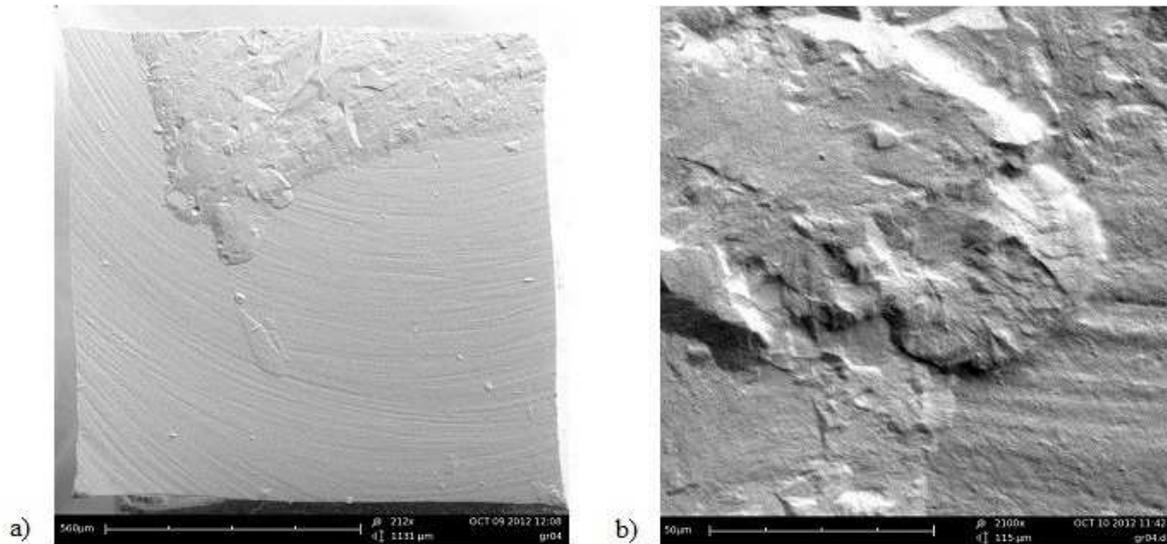


Abb. 4.2.: Bruchfläche eines Prüfkörpers der VG 4 mit a) 212-facher und b) 2100-facher Vergrößerung

4.1.4. Versuchsgruppe 5

Der Mittelwert für die Zugfestigkeit der VG 5 beträgt 6,5 MPa, die SA $\pm 2,1$ MPa.

Syntac SE zeigt signifikant höhere Haftwerte im direkten Vergleich ($p < 0,05$). Abb. 4.3 zeigt ein Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 5. Das Frakturmuster des Prüfkörpers stellt sich unter dem REM als eine kombinierte adhäsiv-koäsiv Fraktur dar. (Abb. 4.4.). Inferenzstatistisch verhält sich VG5 nicht signifikant auf dem 5% Niveau zu den VG 2, 4, 11, 12, 13, 15, 17 und 18.

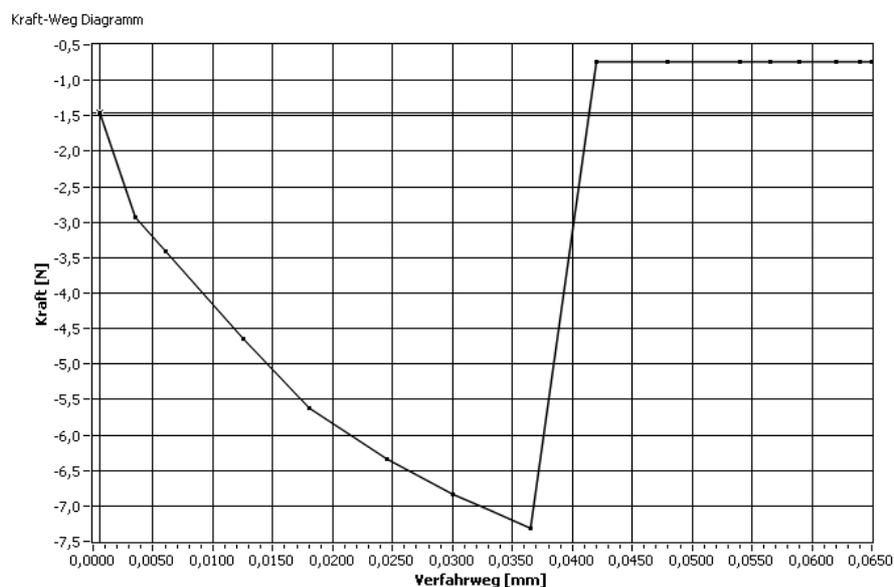


Abb. 4.3.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 5

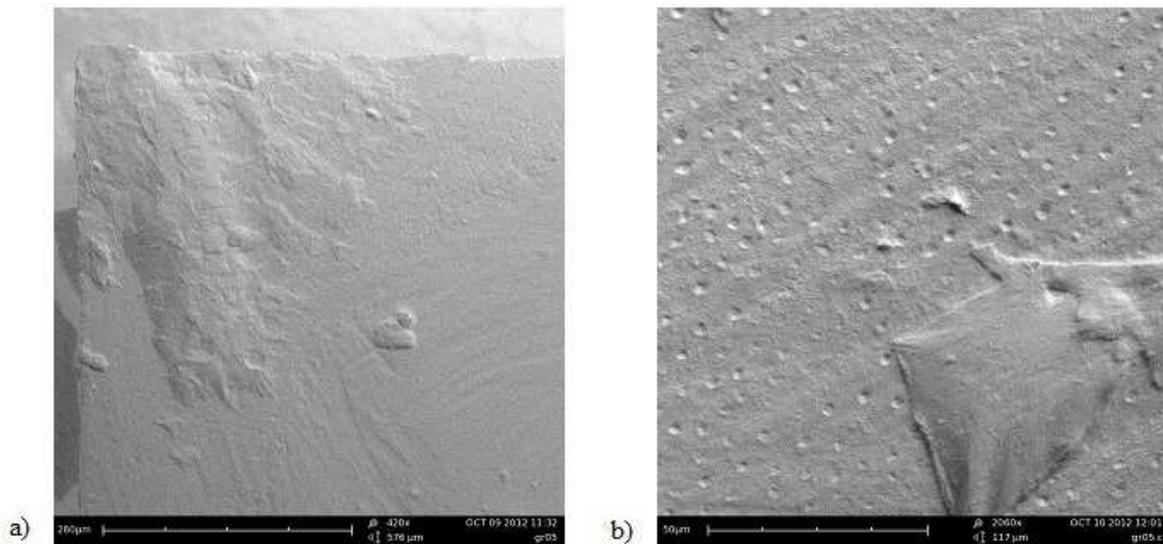


Abb. 4.4.: Frakturmuster eines Prüfkörpers der VG 5 mit a) 420-facher und b) 2060-facher Vergrößerung

4.1.5. Versuchsgruppe 6

Die Haftwerte der VG 6 erreichen einen Mittelwert von 0,7 MPa mit einer SA von $\pm 1,2$ MPa und zeigen damit signifikant niedrigere Werte als die Referenzgruppe Syntac SE ($p < 0,05$).

Abb. 4.5. zeigt in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem Verfahrensweg [mm] das Verhalten eines Prüfkörpers der VG 6 während des Zugversuches bis zur Fraktur im Bereich des Interfaces. Die Analyse der REM-Bilder ergibt eine kombinierte adhäsiv–koäsiv Fraktur (Abb. 4.6.). Zu dem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ verhält sich VG 6, gemäß dem Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm, inferenzstatistisch nicht signifikant zu der VG 1.

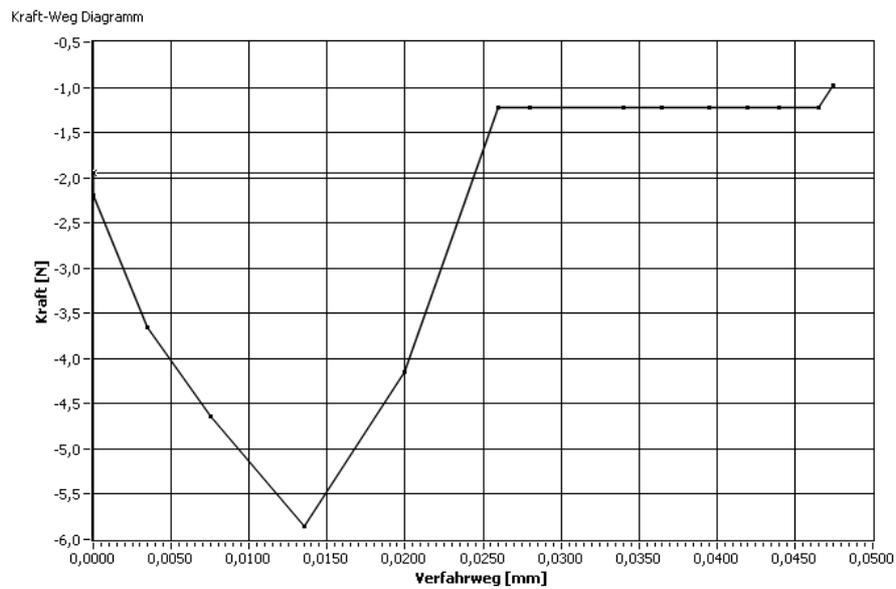


Abb. 4.5.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 6

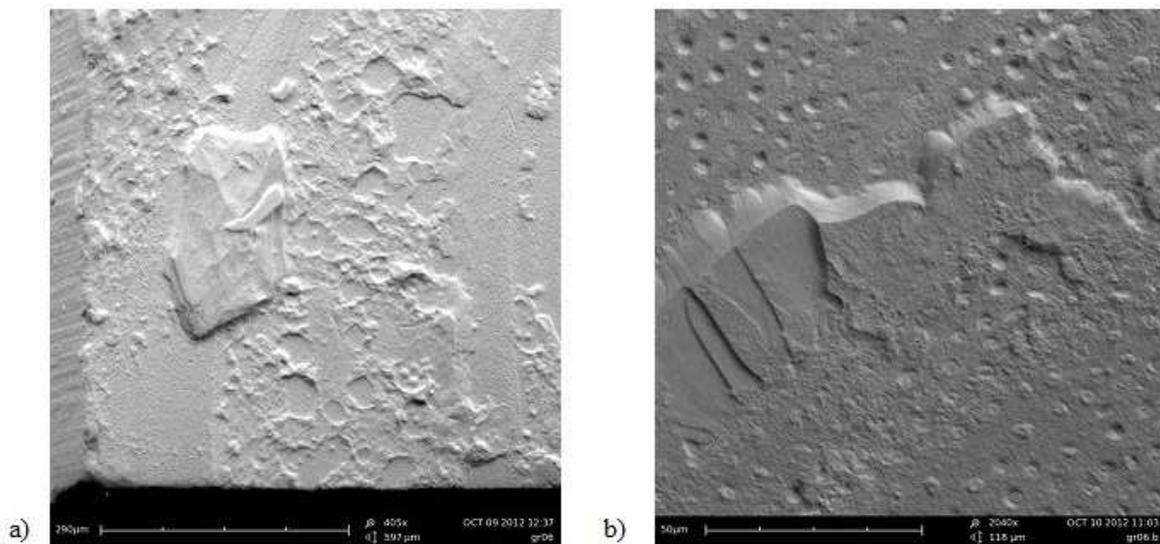


Abb. 4.6.: Bruchfläche eines Prüfkörpers der VG 6 mit a) 405-facher und b) 2040-facher Vergrößerung

4.1.6. Versuchsgruppe 10

Bei der Microtensile-Untersuchung ist es nicht gelungen einen Bruch im Bereich des Interfaces zu erzielen. Die ermittelten Werte sind auf eine Fraktur des Klebewachses zurückzuführen, welches als Befestigungsmaterial der Prüfkörper in der Microtensile-

Untersuchung dient. Nach Bonferroni-Holm zeigt sich, dass die VG 10 inferenzstatistisch nicht signifikant auf dem 5% Niveau mit der VG 16 voneinander zu unterscheiden ist.

4.1.7. Versuchsgruppe 13

Die VG 13 zeigt einen Mittelwert im Zugversuch von 6,4 MPa und eine SA von $\pm 2,5$ MPa. Der Vergleich zum Referenzwert von Syntac SE ergibt eine signifikante Verschlechterung der Haftwerte ($p < 0,05$). Der Zugversuch in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem Verfahrweg [mm] ist in Abb. 4.7. dargestellt. Die Bruchfläche des Prüfkörpers zeigt unter dem REM eine kombinierte adhäsiv-koäsiv Fraktur (Abb. 4.8.). Inferenzstatistisch verhält sich VG 13 nicht signifikant auf dem 5% Niveau zu den VG 2, 4, 5, 11, 12, 15, 17 und 18.

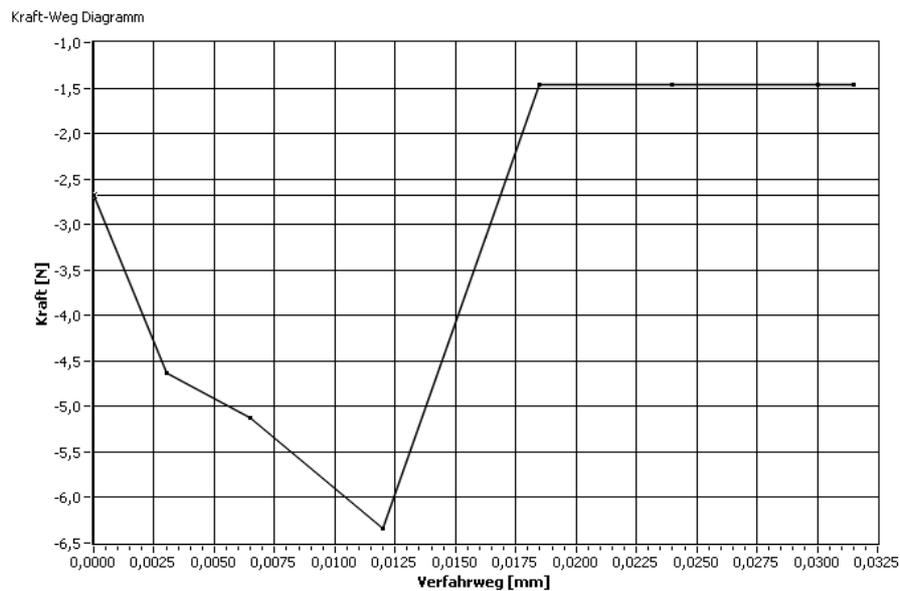


Abb. 4.7.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 13

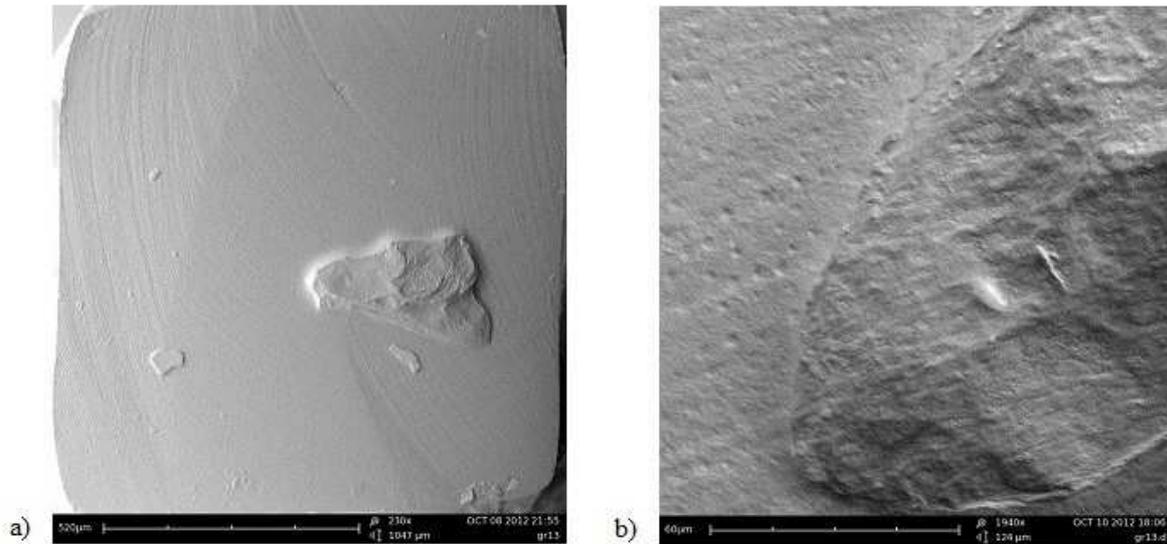


Abb. 4.8.: Frakturmuster eines Prüfkörpers der VG 13 mit a) 230-facher und b) 1980-facher Vergrößerung

4.1.8. Versuchsgruppe 14

Die VG 14 zeigt im Zugversuch einen Mittelwert von 13,7 MPa und eine SA von $\pm 5,1$ MPa. Der Vergleich zum Referenzwert von Syntac SE ergab eine signifikante Verschlechterung ($p < 0,05$). Der Zugversuch in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem Verfahrensweg [mm] ist in Abb. 4.10. dargestellt. Unter dem REM stellt sich die Frakturfläche als eine kombinierte adhäsiv–koäsiv Fraktur dar.

Nach Bonferroni-Holm zeigt sich, dass die VG 14 inferenzstatistisch nicht signifikant auf dem 5% Niveau mit der VG 3, 8 und 9 voneinander zu unterscheiden ist.

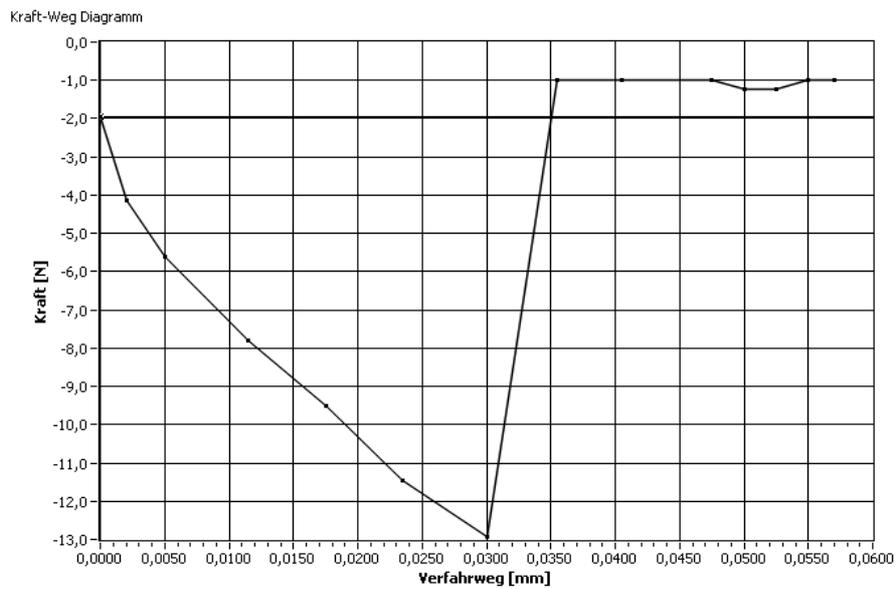


Abb. 4.9.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 14

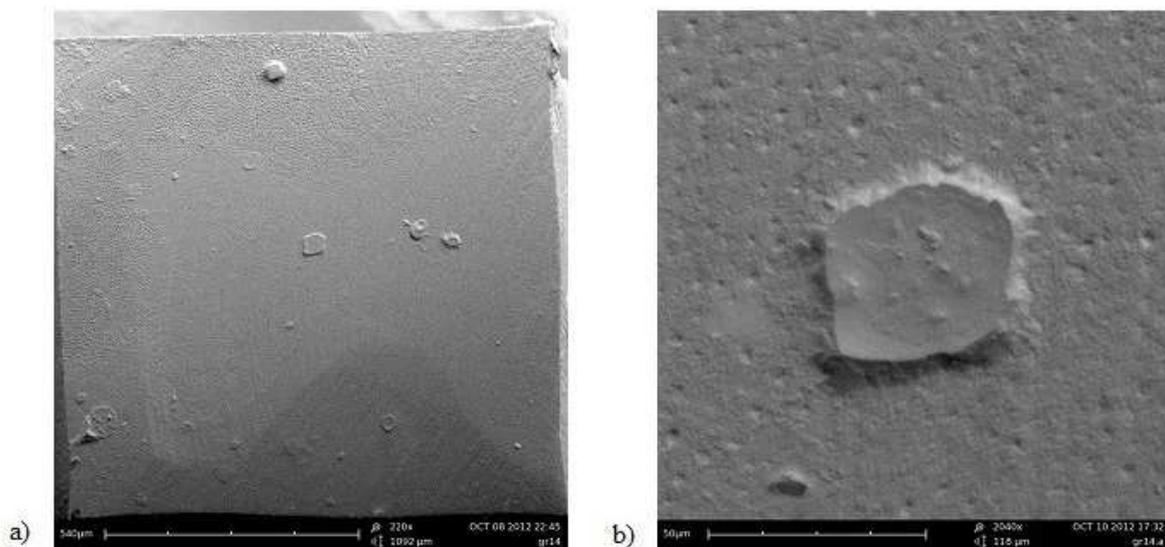


Abb. 4.10.: Bruchfläche eines Prüfkörpers der VG 14 mit a) 220-facher und b) 2040-facher Vergrößerung

4.1.9. Versuchsgruppe 15

Der Mittelwert für die Zugfestigkeit der VG 15 beträgt 7,5 MPa, die SA $\pm 2,4$ MPa.

Syntac SE zeigte signifikant höhere Haftwerte im direkten Vergleich ($p < 0,05$).

Abb. 4.11. zeigt ein Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 15.

Die Bilder unter dem REM ergibt eine kombinierte adhäsiv-koäsiv Fraktur (Abb. 4.12.). Inferenzstatistisch verhält sich VG 15 nicht signifikant auf dem 5% Niveau zu den VG 2, 4, 5, 11, 12, 13, 17 und 18.

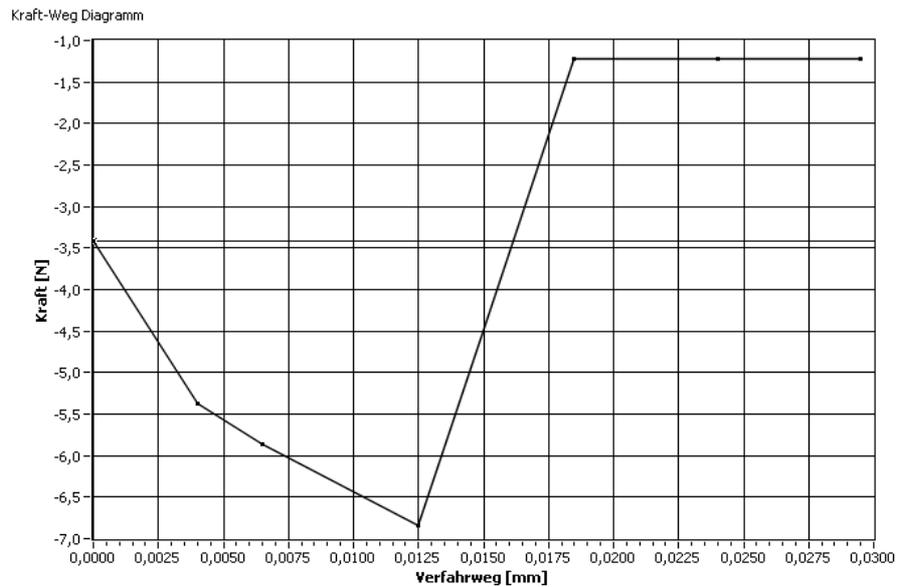


Abb. 4.11.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 15

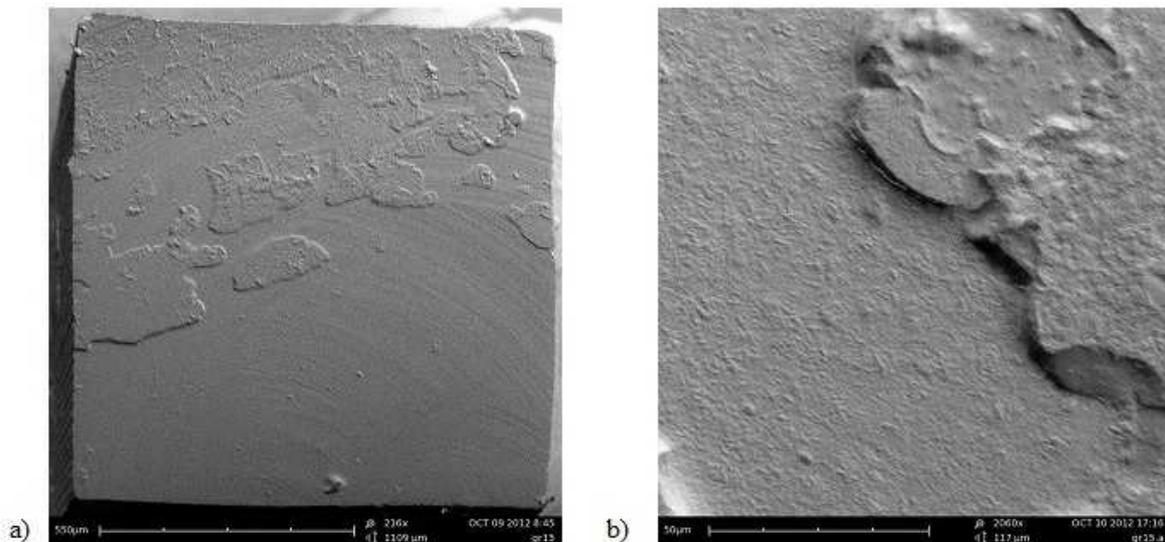


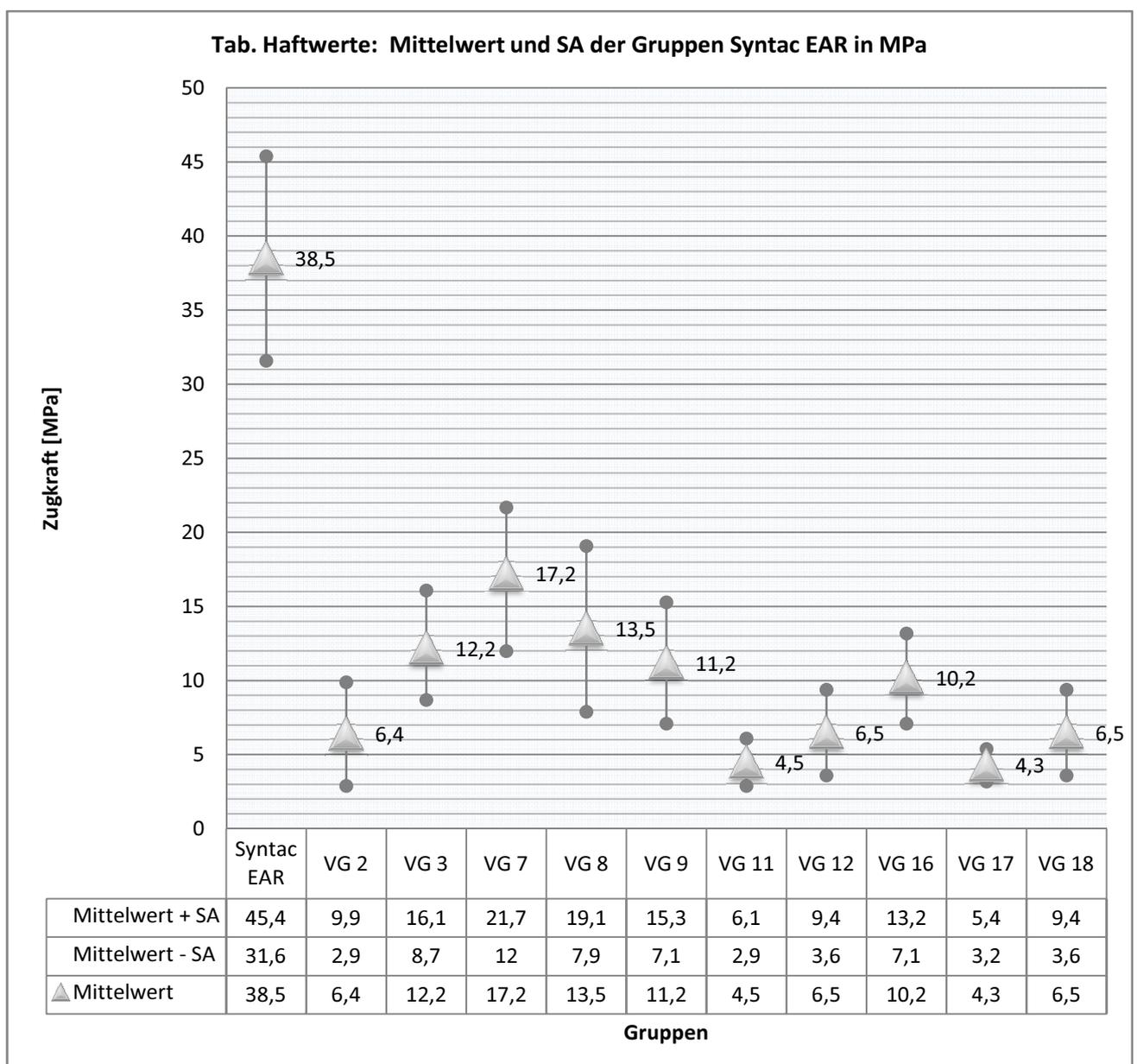
Abb. 4.12.: Frakturmuster eines Prüfkörpers der VG 15 mit a) 216-facher und b) 2060-facher Vergrößerung

4.1.10. Resultat: Direkter Vergleich aller Gruppen mit Syntac SE

Die Ergebnisse legen dar, dass alle ermittelten Werte der VG mit Syntac SE signifikant schlechter sind ($p < 0,05$), als der Mittelwert von Syntac SE. Folglich führt die Verwendung eines zusätzlichen Haftsilanes zu keiner Verbesserung der Haftwerte.

4.2. Versuchsgruppen mit der Anwendung von Syntac EAR

4.2.1. Übersicht der VG bezogen auf Syntac EAR



4.2.2. Versuchsgruppe 2

Die Haftwerte der VG 2 erreichen einen Mittelwert von 6,4 MPa mit einer SA von $\pm 3,5$ MPa und zeigt damit signifikant niedrigere Haftwerte im Vergleich zu Syntac EAR ($p < 0,05$).

Abb. 4.13. zeigt in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem Verfahrweg [mm] das Verhalten eines Prüfkörpers der VG 2 während des Zugversuches bis zur Fraktur im Bereich des Interfaces. Die Analyse der REM-Bilder ergibt eine kombinierte adhäsiv–koäsiv Fraktur (Abb. 4.14.). Zu dem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ verhält sich VG 2, gemäß dem Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm, inferenzstatistisch nicht signifikant zu den VG 4, 5, 11, 12, 13, 15, 17 und 18.

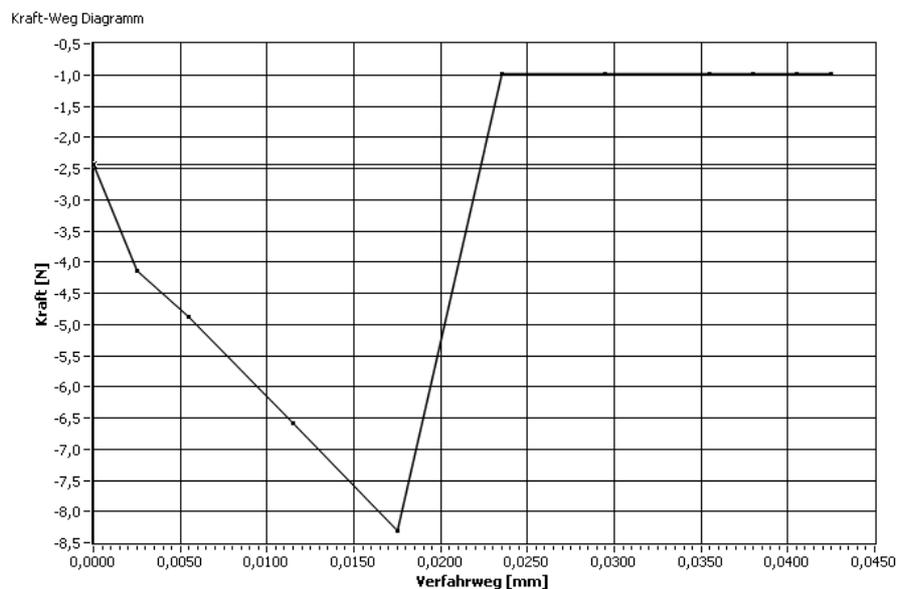


Abb. 4.13.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 2

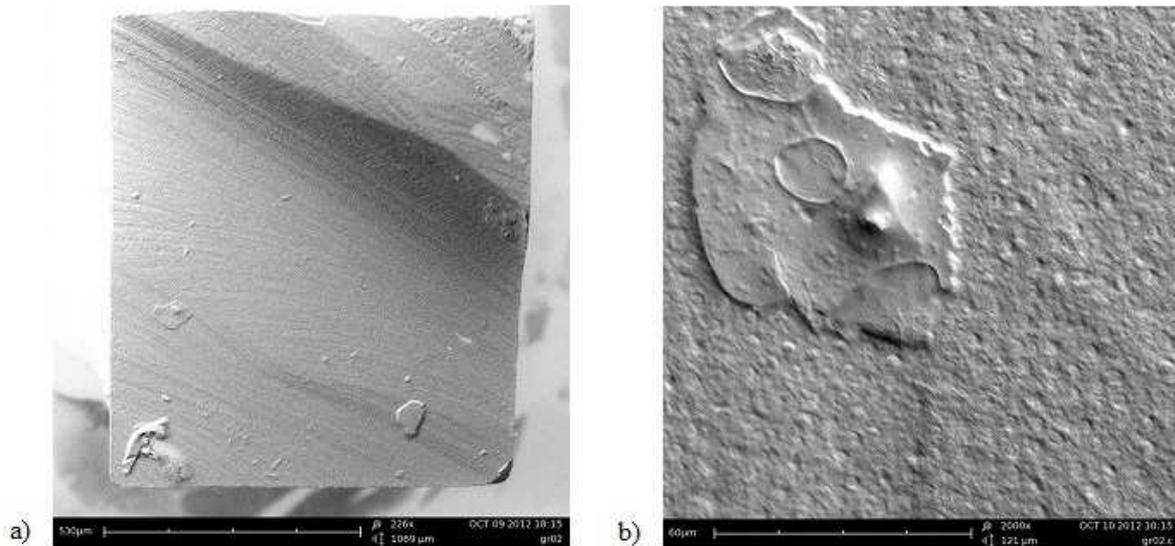


Abb. 4.14.: Bruchfläche eines Prüfkörpers der VG 2 mit a) 220-facher und b) 2000-facher Vergrößerung

4.2.3. Versuchsgruppe 3

Die VG 3 zeigt im Zugversuch einen Mittelwert von 12,2 MPa und eine SA von $\pm 3,9$ MPa. Der Vergleich zum Referenzwert von Syntac EAR ergibt eine signifikante Verschlechterung der Haftwerte ($p < 0,05$). Der Zugversuch in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem Verfahrensweg [mm] ist in Abb. 4.15. dargestellt. Qualitativ stellt sich die Auswertung der REM-Bilder eine adhäsive Fraktur dar. (Abb. 4.16.). Inferenzstatistisch verhält sich VG 3 nicht signifikant auf dem 5% Niveau zu den VG 8, 9 und 14.

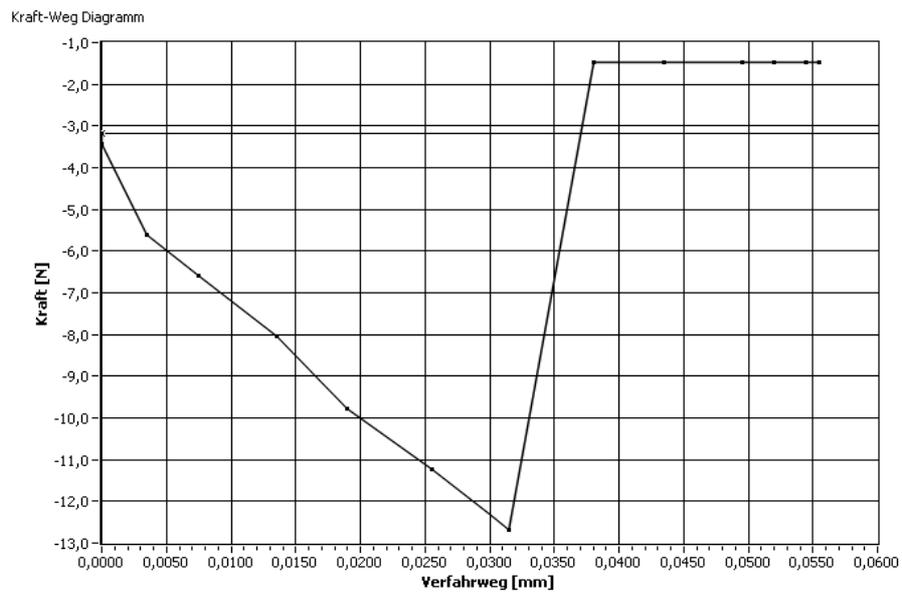


Abb. 4.15.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 3

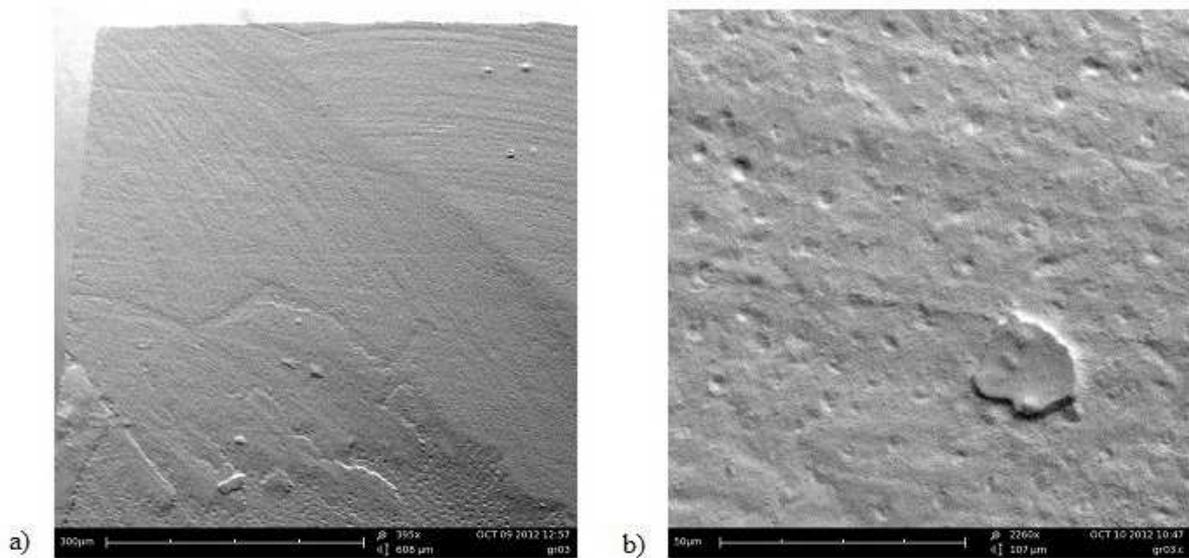


Abb. 4.17.: Frakturmuster eines Prüfkörpers der VG 3 mit a) 395-facher und b) 2260-facher Vergrößerung

4.2.4. Versuchsgruppe 7

Die VG 7 zeigt im Zugversuch einen Mittelwert von 17,2 MPa und eine SA von $\pm 4,5$.

Der Vergleich zum Referenzwert von Syntac EAR zeigt eine signifikante Verschlechterung ($p < 0,05$). Der Zugversuch in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem Verfahrweg [mm] ist in Abb. 4.17. dargestellt. Qualitativ ergibt die Auswertung der REM-Bilder eine kombinierte adhäsiv-koäsiv Fraktur (Abb. 4.18.).

Nach Bonferroni-Holm zeigt sich, dass die VG 7 inferenzstatistisch nicht signifikant auf dem 5% Niveau mit der Referenzgruppe Syntac SE voneinander zu unterscheiden ist.

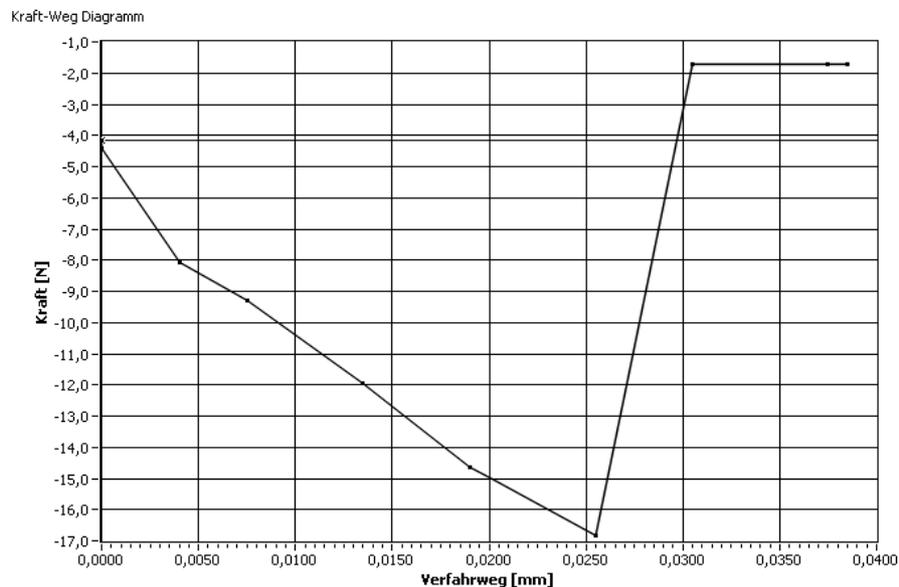


Abb. 4.17.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 7

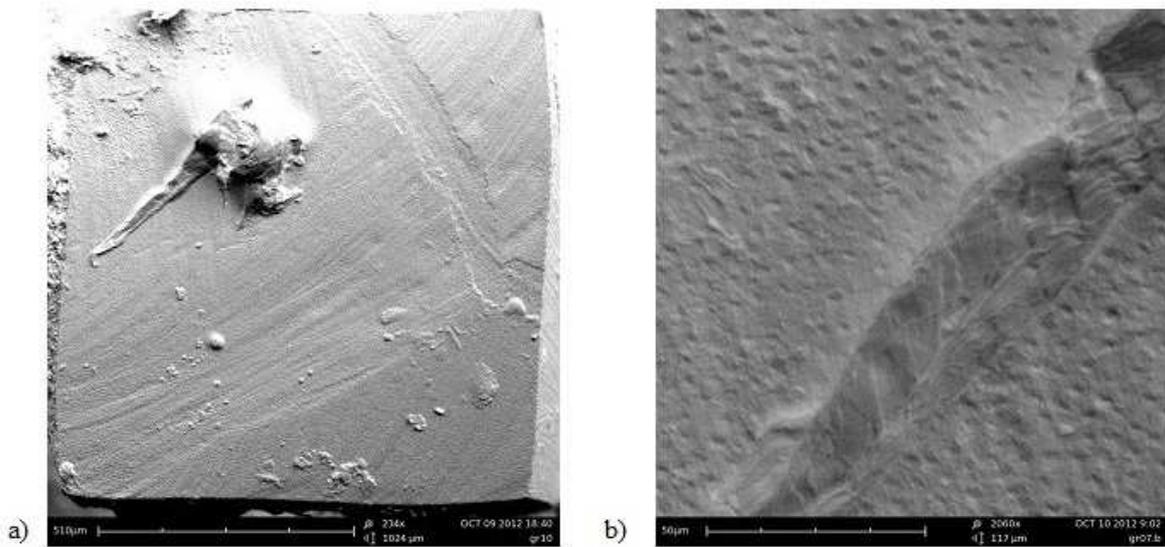


Abb. 4.18.: Bruchfläche eines Prüfkörpers der VG 7 mit a) 214-facher und b) 2060-facher Vergrößerung

4.2.5. Versuchsgruppe 8:

Der Mittelwert für die Zugfestigkeit der VG 8 beträgt 13,5 MPa, die SA $\pm 5,6$ MPa.

Syntac EAR zeigt signifikant höhere Haftwerte im direkten Vergleich ($p < 0,05$).

Abb. 4.19 zeigt ein Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 8.

Die Bruchfläche unter dem REM zeigt eine kombinierte adhäsiv-koäsiv Fraktur (Abb. 4.20).

Inferenzstatistisch verhält sich VG 8 nicht signifikant auf dem 5% Niveau zu den VG 3, 9 und 14.

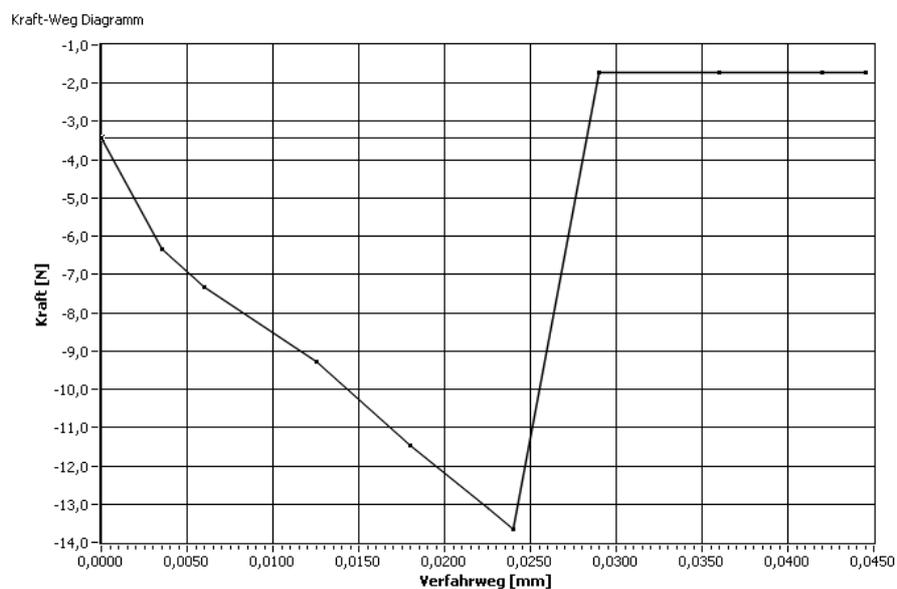


Abb. 4.19.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 8

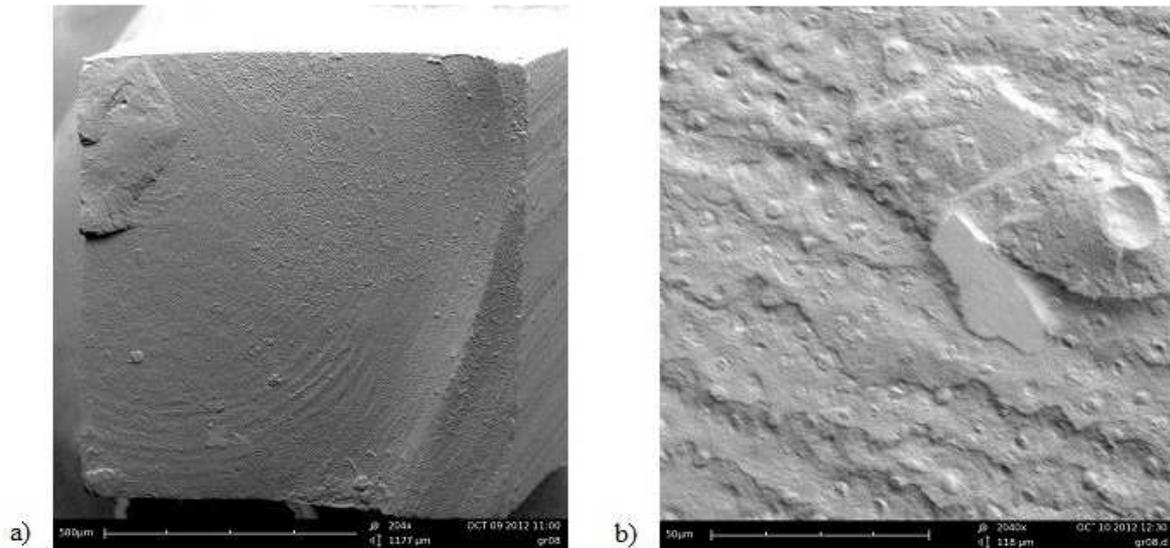


Abb. 4.20.: Frakturmuster eines Prüfkörpers der VG 8 mit a) 204-facher und b) 2040-facher Vergrößerung

4.2.6. Versuchsgruppe 9

Die Haftwerte der VG 9 erreichen einen Mittelwert von 11,2 MPa mit einer SA von $\pm 4,1$ MPa und zeigt damit signifikant niedrigere Haftwerte im Vergleich zu Syntac EAR ($p < 0,05$).

Abb. 4.21. zeigt in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem Verfahrensweg [mm] das Verhalten eines Prüfkörpers der VG 9 während des Zugversuches bis zur Fraktur im Bereich des Interfaces. Die Analyse der REM-Bilder ergibt eine kombinierte adhäsiv-koäsiv Fraktur (Abb. 4.22.).

Zu dem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ verhält sich VG 9, gemäß dem Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm, inferenzstatistisch nicht signifikant zu der VG 3, 8 und 14.

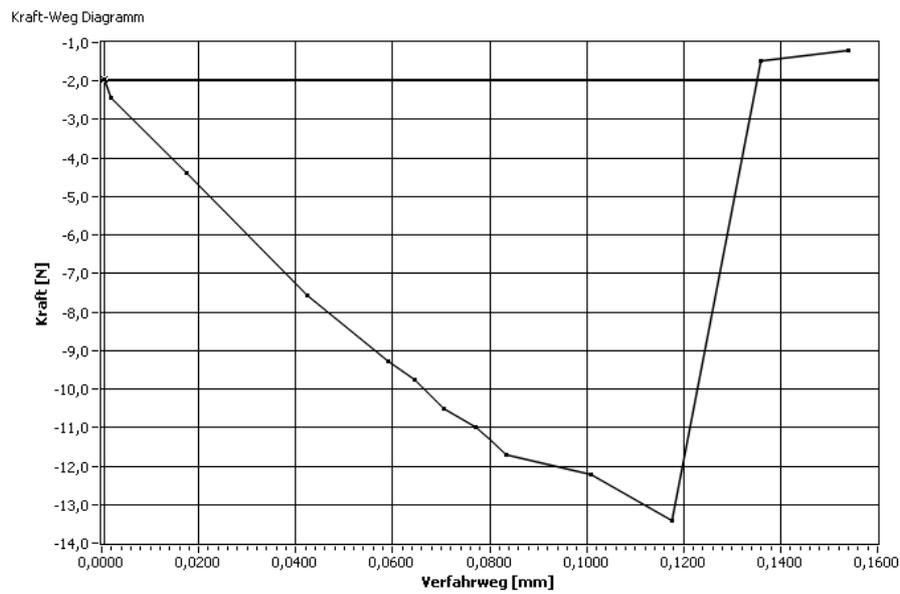


Abb. 4.21.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 9

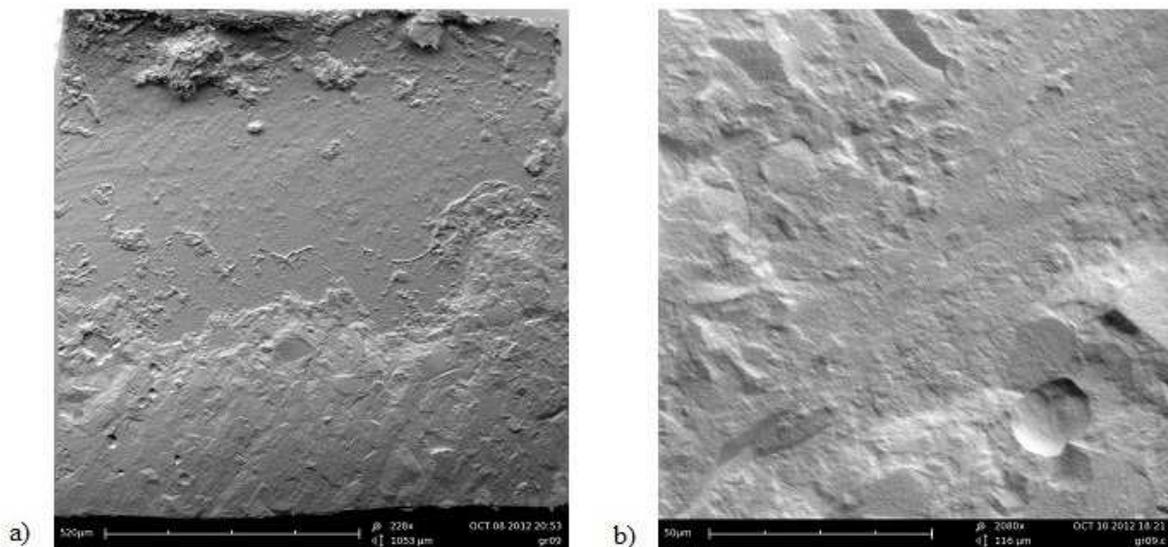


Abb. 4.22.: Bruchfläche eines Prüfkörpers der VG 9 mit a) 220-facher und b) 2060-facher Vergrößerung

4.2.7. Versuchsgruppe 11

Die VG 11 zeigt einen Mittelwert im Zugversuch von 4,5 MPa und eine SA von $\pm 1,6$ MPa. Der Vergleich zum Referenzwert von Syntac EAR zeigt eine signifikante Verschlechterung der Haftwerte ($p < 0,05$). Der Zugversuch in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem Verfahrweg [mm] ist in Abb. 4.23. dargestellt. Das Frakturmuster des Prüfkörpers ergibt

unter dem REM eine adhäsive Fraktur (Abb. 4.24.). Inferenzstatistisch verhält sich VG 11 nicht signifikant auf dem 5% Niveau zu den VG 2, 4, 5, 12, 13, 15, 17 und 18.

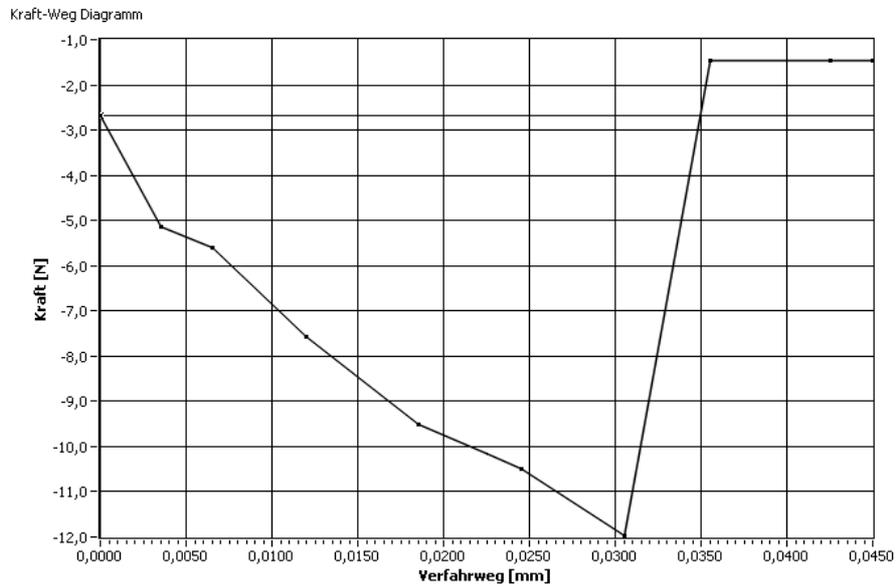


Abb. 4.23.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 11

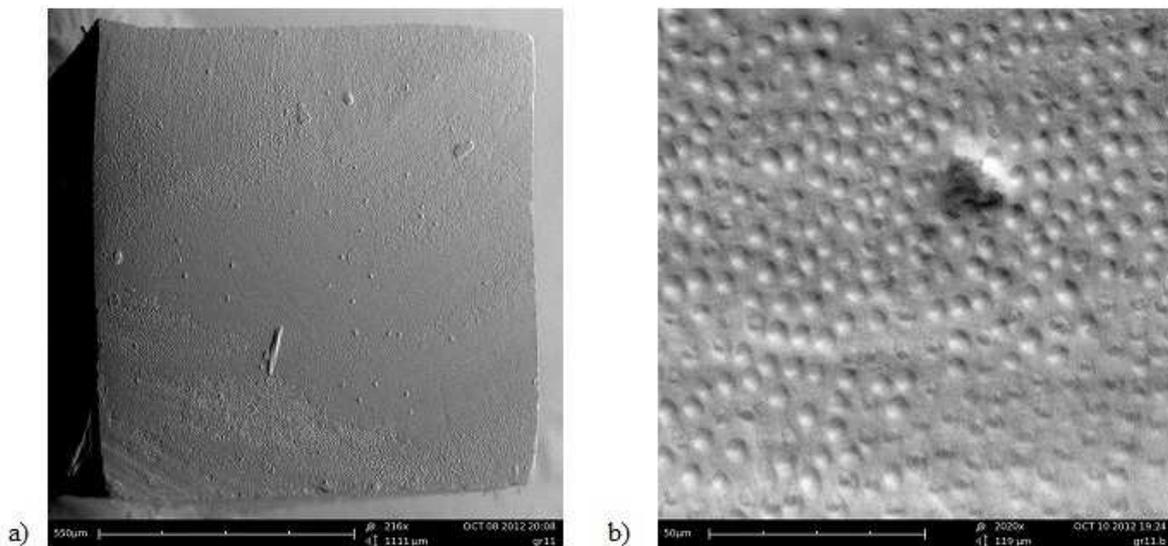


Abb. 4.24.: Frakturmuster eines Prüfkörpers der VG 11 mit a) 216-facher und b) 2020-facher Vergrößerung

4.2.8. Versuchsgruppe 12

Die VG 12 zeigt einen Mittelwert im Zugversuch von 6,5 MPa und eine SA von $\pm 2,9$ MPa.

Der Vergleich zum Referenzwert von Syntac EAR zeigt eine signifikante Verschlechterung ($p < 0,05$). Der Zugversuch in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem Verfahrweg [mm] ist in Abb. 4.25. dargestellt. Qualitativ ergibt die Auswertung der REM-Bilder eine kombinierte adhäsiv–koäsiv Fraktur (Abb. 4.26.).

Nach Bonferroni-Holm zeigt sich, dass die VG 12 inferenzstatistisch nicht signifikant auf dem 5% Niveau mit der VG 2, 4, 5, 11, 13, 15, 17 und 18 voneinander zu unterscheiden ist.

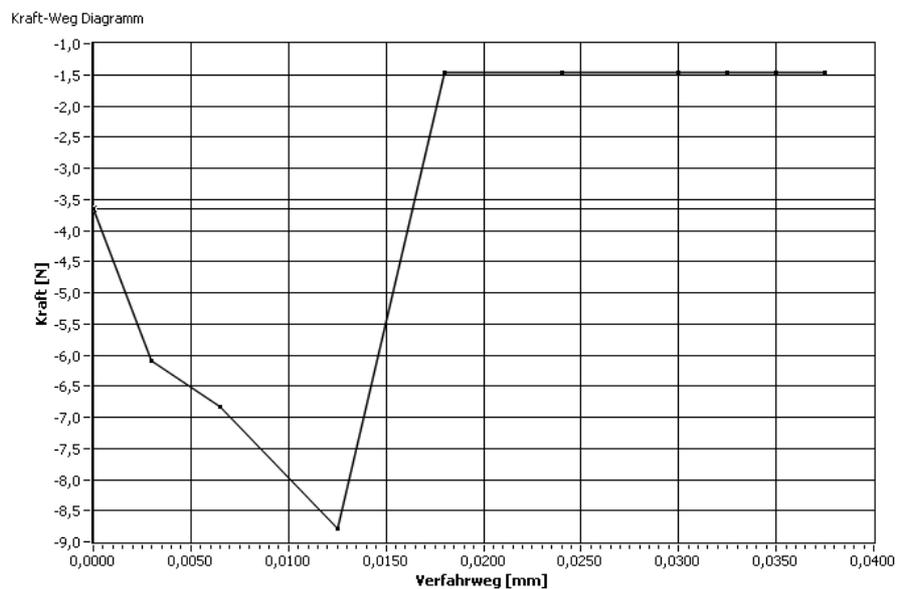


Abb. 4.25.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 12

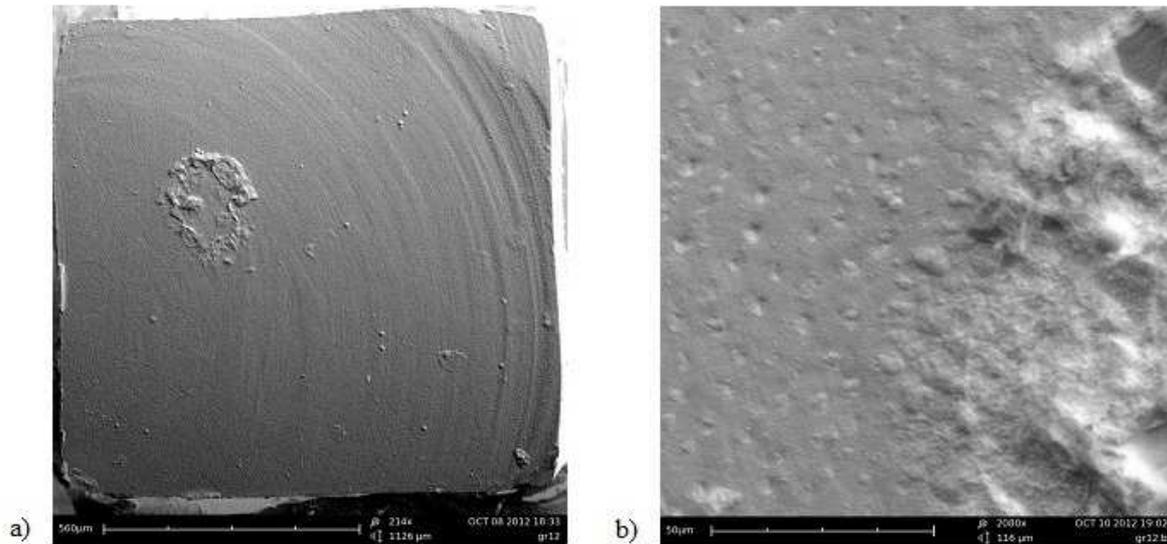


Abb. 4.26.: Bruchfläche eines Prüfkörpers der VG 12 mit a) 214-facher und b) 2000-facher Vergrößerung

4.2.9. Versuchsgruppe 16

Der Mittelwert für die Zugfestigkeit der VG 16 beträgt 10,2 MPa, die SA $\pm 3,1$ MPa.

Syntac EAR zeigt signifikant höhere Haftwerte im direkten Vergleich ($p < 0,05$).

Abb. 4.27. zeigt ein Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 16.

Die REM-Bilder zeigen eine kombinierte adhäsiv-koäsiv Fraktur (Abb. 4.28.).

Inferenzstatistisch verhält sich VG 16 nicht signifikant auf dem 5% Niveau zu der VG 10.

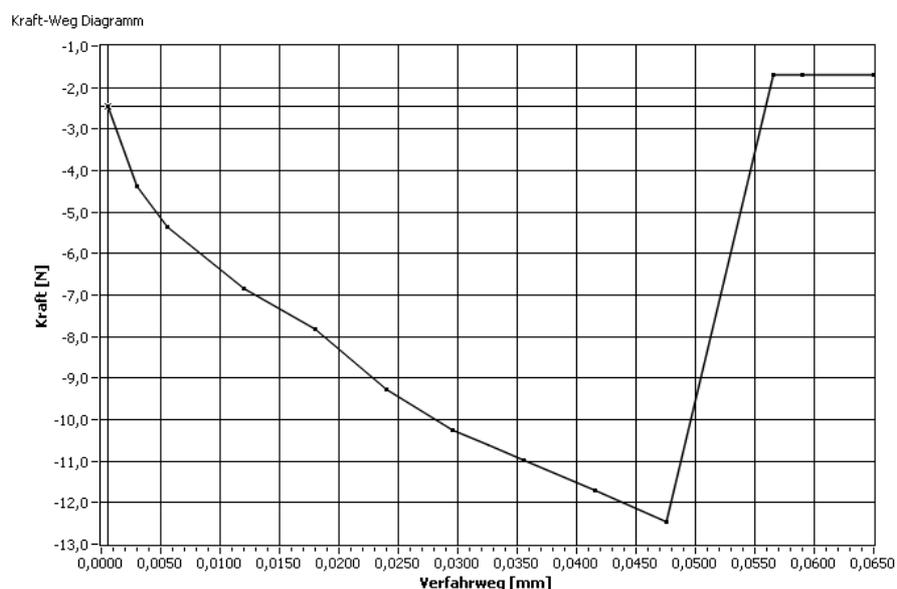


Abb. 4.27.: Microtensile-Untersuchung: Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 16

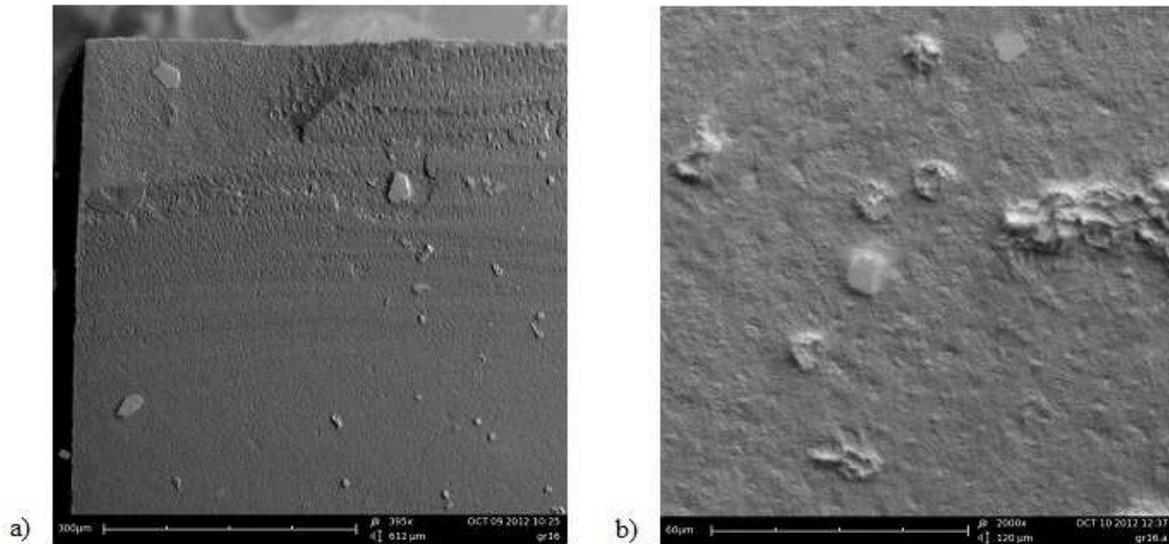


Abb. 4.28.: Frakturmuster eines Prüfkörpers der VG 16 mit a) 395-facher und b) 2000-facher Vergrößerung

4.2.10. Versuchsgruppe 17

Die Haftwerte der VG 17 erreichen einen Mittelwert von 4.3 MPa mit einer SA von $\pm 1,1$ MPa und zeigt damit signifikant niedrigere Haftwerte im Vergleich zu Syntac EAR ($p < 0,05$).

Abb. 4.29 zeigt in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem Verfahrensweg [mm] das Verhalten eines Prüfkörpers der VG 17 während des Zugversuches bis zur Fraktur im Bereich des Interfaces. Die Analyse der Frakturfläche unter dem REM ergibt eine kombinierte adhäsiv-koäsiv Fraktur. Zu dem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ verhält sich VG 17, gemäß dem Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm, inferenzstatistisch nicht signifikant zu der VG 2, 4, 5, 11, 12, 13, 15 und 18.

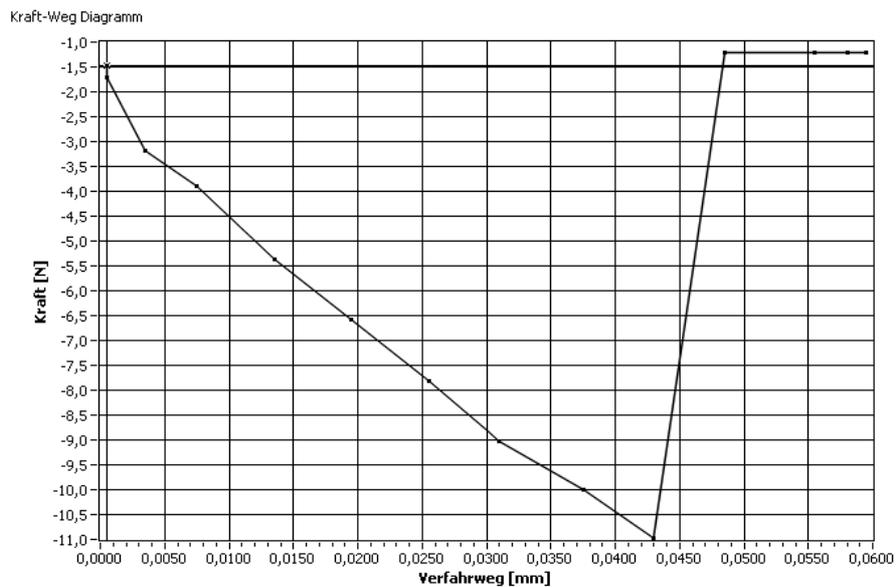


Abb. 4.29.: Microtensile-Untersuchung : Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 17

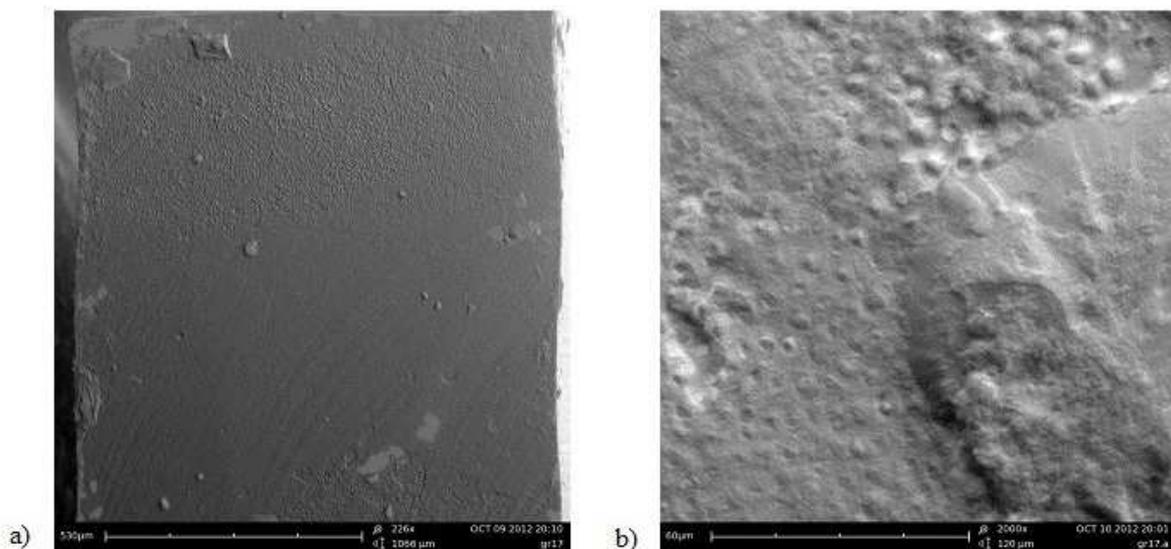


Abb. 4.30.: Bruchfläche eines Prüfkörpers der VG 17 mit a) 226-facher und b) 2000-facher Vergrößerung

4.2.11. Versuchsgruppe 18

Die VG 18 zeigt einen Mittelwert im Zugversuch von 6,5 MPa und eine SA von $\pm 2,9$ MPa.

Der Vergleich zum Referenzwert von Syntac EAR zeigt eine signifikante Verschlechterung der Haftwerte ($p < 0,05$). Der Zugversuch in Abhängigkeit von der Kraft [N] und dem

Verfahrweg [mm] ist in Abb. 4.31. dargestellt. Qualitativ ergibt die Auswertung der REM-Bilder eine kombinierte adhäsiv-koäsiv Fraktur (Abb. 4.32.). Inferenzstatistisch verhält sich VG13 nicht signifikant auf dem 5% Niveau zu den VG 2, 4, 5, 11, 12, 13, 15 und 17.

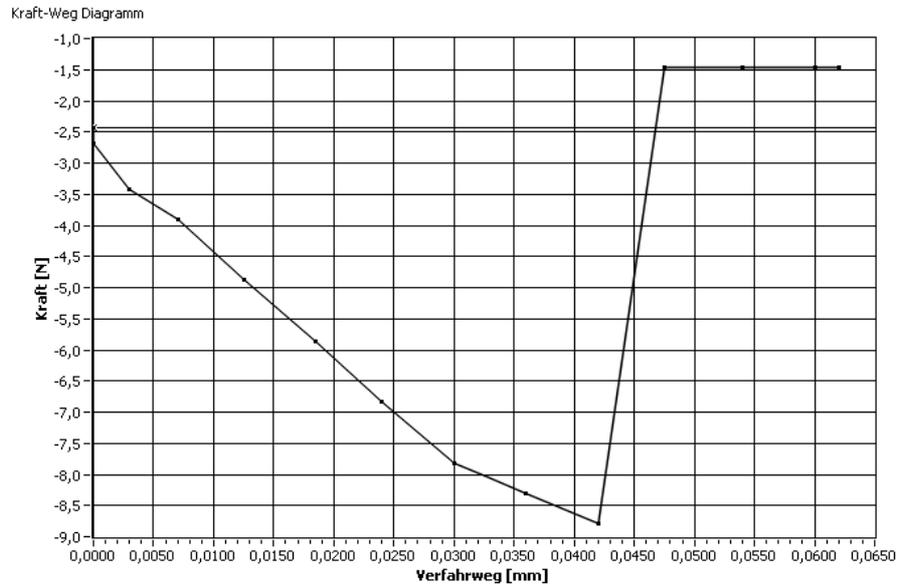


Abb. 4.31.: Microtensile-Untersuchung : Kraft-Weg-Diagramm eines Prüfkörpers der VG 18

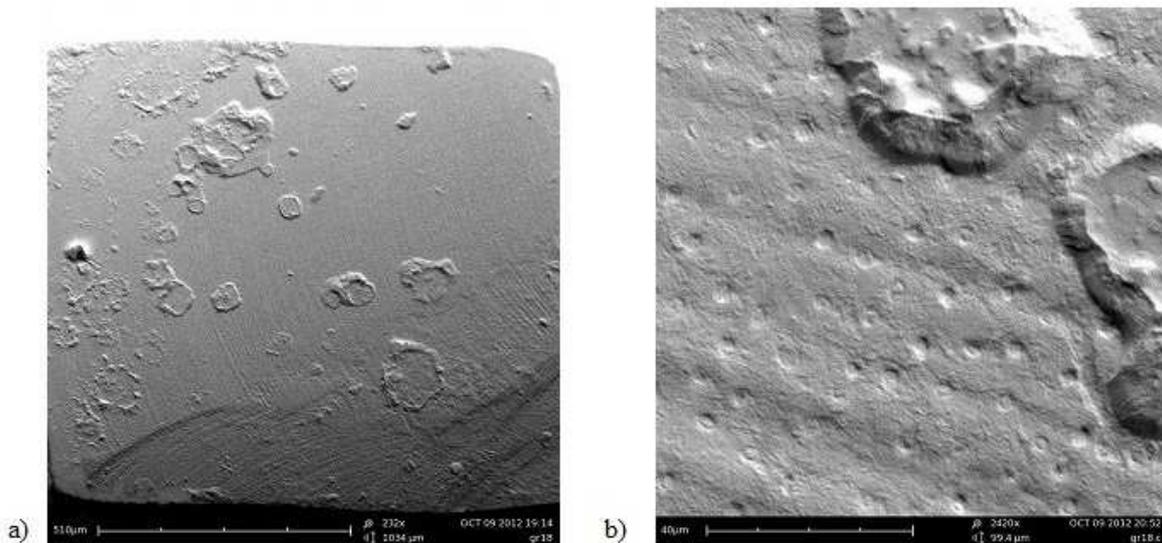


Abb. 4.32.: Frakturmuster eines Prüfkörpers der VG 18 mit a) 212-facher und b) 2420-facher Vergrößerung

4.2.12. Resultat: Direkter Vergleich aller Gruppen mit Syntac EAR

Die Ergebnisse legen dar, dass alle ermittelten Werte der VG mit Syntac EAR signifikant schlechter sind ($p < 0,05$), als der Mittelwert von Syntac EAR. Folglich führt die Verwendung eines zusätzlichen Haftsilanes zu keiner Verbesserung der Haftwerte.

5. Diskussion

5.1. Material und Methode

5.1.1. verwendete Zähne

Forschungsschwerpunkt vieler Studien ist die Begutachtung und Bewertung dentaler Adhäsivsysteme. Mit Hilfe von In-Vitro-Studien ist es möglich, verschiedene Materialien und ihre Anwendung mit verhältnismäßig geringem Aufwand zu testen, bevor die verschiedenen Präparate in aufwändige und langfristige In-Vivo-Studien übergehen [Krejci et al. 1990, Barkmeier und Cooley 1992, Van Meerbeeck et al. 2000] oder das zu untersuchende DAS bereits wieder veraltet ist. Auf Grund der Tatsache, dass es zurzeit auf dem dentalen Markt eine Vielzahl unterschiedlicher DAS gibt und die Entwicklung neuer Systeme rasch voranschreitet, sind In-Vitro-Studien unabdingbar. In-Vitro-Studien sollen die klinischen Gegebenheiten so gut wie möglich imitieren, um die Ergebnisse bestmöglich auf die In-Vivo Situation zu übertragen. Sie können aber die komplexen Bedingungen der klinischen Situation nicht vollständig wiedergeben [Perdigao und Lopes 1999].

Um DAS zu untersuchen können verschiedene Versuchsobjekte eingesetzt werden. Neben extrahierten humanen Molaren können auch bovine Zähne Verwendung finden [Retief et al. 1990, Frankenberger et al. 1997, Kielbassa et al. 1997]. In der vorliegenden Studie wurden ausschließlich humane dritte Molaren verwendet. Eine biologische Altersbestimmung der genutzten Versuchszähne ist nicht möglich gewesen, so dass physiologische Mineralisationsprozesse des Dentins nicht berücksichtigt werden konnten. Das Stadium der Zahnentwicklung hat Einfluss auf die Haftkraft. Nicht eruptierte dritte Molaren haben einen größeren Durchmesser Ihrer Dentintubuli als eruptierte dritte Molaren und es haben noch keine sklerotischen Veränderungen stattgefunden. Die Tubuli sind permeabler für das Adhäsiv und es ergeben sich bessere Haftwerte. [Pashley et al. 1995]. Neben dem Alter und dem Entwicklungsstadium spielt eine Vielzahl von Einflussfaktoren eine entscheidende Rolle für die Haftkraft zwischen dem Restaurationsmaterial und dem Zahn. So werden In-Vitro-Studien in der Regel an kariessfreien Zähnen durchgeführt, eine Abweichung von der klinischen Situation. Kariöse Zähne unterliegen aber modifizierenden Prozessen, wie der Tertiärdentinbildung, welches andere Eigenschaften besitzt als gesundes Dentin. Es wurde mehrfach beschrieben, dass sich die bildende Hybridschicht im kariösem vom kariessfreiem

Dentin unterscheidet [Van Meerbeck et al 1998, Molla et al 2002, Yoshima et al 2003]. Van Meerberg [1998] konnte zudem zeigen, dass die mikroretentiven Eigenschaften sklerosiertem Dentins zur Verankerung einer Restauration herabgesetzt werden und der Haftverbund reduziert ist. Tiefere Kavitäten besitzen eine höhere Anzahl von Dentintubuli [Attin 2010]. Daraus resultiert eine Steigerung der Dentinpermeabilität, erhöhter Ausstrom von Dentinliquor und eine verminderte Benetzbarkeit des Dentins [Haller 1992]. Demnach sind bessere Haftwerte an pulpenfernem Dentin zu erzielen [Rueggeberg 1991, Pashley 1993]. Eine exakt definierte Restdentinstärke zur Pulpa ist bei der Probenherstellung durch die hohe individuelle Varianz der Zahnmorphologie nicht realisierbar. Die Restdentindicke ist bei den Probenzähnen nicht einheitlich. Desweiteren ist bei extrahierten Zähnen der hydrostatische Pulpendruck nicht mehr vorhanden. In-Vivo entsteht nach der Präparation ein nach außen gerichteter Liquorstrom, der die Haftwerte verschlechtert [Haller 1994, Kaaden et al. 2002]. Auf Grund der randomisierten Aufteilung der Versuchszähne kann aber von einer gemischten Zusammensetzung der einzelnen Gruppen ausgegangen werden.

5.1.2. Lagerung der Zähne

Die extrahierten Zähne wurden aus diversen zahnärztlichen Praxen und Kliniken in Hamburg, Göttingen, Kassel und Marburg über einen Zeitraum von ca. einem Jahr gesammelt. Post extractionem wurden die Zähne zunächst von Resten des Parodontiums befreit und anschließend in einer fungiziden und bakterizid wirkenden 0,1% Thymollösung bei Raumtemperatur gelagert und desinfiziert. In den Zeiträumen zwischen den Versuchen erfolgte die Lagerung in Leitungswasser um Interaktionen zwischen Desinfektionsmittel und Komposit zu vermeiden. Die Lagerung in einem flüssigen Medium sollte das Austrocknen und damit die einhergehende Versprödung der Zähne verhindern und zum anderen Quelleffekte der Komposite durch Wasseraufnahme In-Vitro simulieren [Torstensen und Brännström 1988, Kullmann 1990, Hanning et al. 1994, Attin et al 1995, Thonemann et al. 1997, Perdigao et al. 1997]. Inwieweit die Lösung und die Lagerdauer Einfluss auf die Haftkraft haben, wurde in verschiedenen Studien untersucht, führte aber zu keinem eindeutigen Ergebnis. Das geeignete Medium sollte eine desinfizierende Wirkung haben, darf aber die chemisch-morphologischen Strukturen der biologischen Probenkörper nicht verändern. Die klinisch am häufigsten genutzten Lösungen sind Thymol, Formalin und Chloramin [Zheng et

al. 2005]. Thymol und Formalin können die Haftfestigkeit beeinflussen. Die von Titley und Chernecky [1998] durchgeführten Versuche in Thymol gelagerten Dentinporben führten zu einer Reduktion der Haftkraft. Auf der anderen Seite zeigten Soderholm [1991] und Haller [1993], dass das Lagermedium bzw. seine Zusammensetzung keinen großen Einfluss auf die Versuchsergebnisse hat. Verschiedene Autoren konnten keinen signifikanten Einfluss der Lagerungszeit zwischen Extraktion und Versuchsdurchführung auf die Haftkraft feststellen [Mitchem und Gronas 1986, Pashley et al. 1988, Blunck et al. 1990].

5.1.3. Das Adhäsivsystem - Syntac

Mit der Einführung von Syntac (Ivoclar Vivadent AG) 1990 wurde ein DAS auf dem dentalen Markt etabliert, das bis zum heutigen Tag den Gold-Standard der Adhäsivtechnik festlegt und an dem sich neue auf dem Markt befindliche Produkte im Vergleich beweisen müssen [Ernst 2001]. Syntac ermöglicht neben dem Schmelz die Einbeziehung des Dentins als Substrat für die Verankerung von Restaurationen. Grundsätzlich wird der Mechanismus der Adhäsion an den Zahnhartsubstanzen auf zwei unterschiedliche Arten möglich. Zum einen mechanisch durch die Penetration des Adhäsivkomposites, wo es zur Ausbildung der Kunststofftags kommt und zum anderen chemisch durch einen Verbund mit organischen (Kollagen) oder anorganischen Komponenten (Hydroxylapatit) [Attin 2010]. Moderne DAS zeigen meist eine Kombination aus beiden Mechanismen. Auf das Substrat bezogen muss das DAS hydrophile und hydrophobe Eigenschaften besitzen, um mit dem „trockenen“ Schmelz und dem „feuchten“ Dentin eine Verbindung eingehen zu können [Attin 2010]. Syntac ist ein lichterhärtendes Mehrkomponentensystem und setzt sich aus drei Komponenten zusammen, die sukzessiv auf die gesamte Kavität aufgetragen werden: 1. Primer, 2. Adhäsiv, 3. Heliobond.

Die Konditionierung der Zahnhartsubstanzen kann sowohl als Selektive-Etch, als auch Total-Etch erfolgen. Frankenberger et al. [1999] konnten zeigen, dass bei Verwendung der Total-Etch-Technik, die Haftfestigkeit verbessert werden konnte, auch wenn der Unterschied nicht signifikant war. Die Etch-and-Rinse-/Total-Etch-Technik kann als aktuelle Standardmethode für die Konditionierung von Syntac angesehen werden. Der Primer setzt sich zusammen aus Triethylenglycoldimethacrylat (TEG-DMA), Polyethylenglycoldimethacrylat (PEG-DMA), Maleinsäure und Aceton in einer wässrigen Lösung. Die Maleinsäure in 4% Konzentration führt zu einer Eröffnung der Dentintubuli und Entfernung des Smear-Layers bis zu einer Tiefe

von 1 µm. Dabei fällt die Demineralisation von intertubulärem Dentin stärker aus, als von dem stärker mineralisiertem peritubulärem Dentin [Van Meerbeek et al. 1992]. Das Syntac Adhäsiv enthält nach Herstellerangaben PEG-DMA und Glutaraldehyd in einer wässrigen Lösung. Mit Hilfe des PEG-DMA wird eine Verbindung vom hydrophilen Substrat Dentin zum hydrophoben Heliobond ermöglicht, welches sich aus Bis-GMA, TEG-DMA, Stabilisatoren und Katalysatoren zusammensetzt [Retief et al. 1990]. Durch das Glutaraldehyd kommt es zu einer Kollagenquervernetzung und -fixierung [Eliades et al. 1985, Kubo et al. 1991]. Da bei Syntac als Lösungsmittel ein Gemisch aus Aceton und Wasser vorliegt, muss im Gegensatz zu rein acetonbasierenden DAS kein Rewetting erfolgen, um einem Zusammenbrechen des Kollagengeflechtes im Dentin zu verhindern. Ohne Rewetting würden diese DAS eine erfolgreiche Penetration des kollabierten Kollagengeflechtes verhindern [Kanca 1993, Attin 2010]. Ein durch eventuell erfolgte Übertrocknung kollabiertes Kollagengeflecht wird durch das Wasser in Syntac wieder aufgerichtet. Das Aceton erlaubt die Monomerinfiltration des Kollagengeflechtes durch Verdrängung des Wassers, so dass ein Rewetting überflüssig wird.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass durch diverse klinische Untersuchungen [Frankenberger et al. 2008, Frankenberger et al. 2009, Frankenberger 2010] Syntac als klinisch erfolgreicher Haftvermittler zwischen Kompositmaterial und Zahnhartsubstanz angesehen werden kann.

5.1.4. Fülltechnik und Polymerisation

Die präparierten Kavitäten der Prüfkörper wurden mit der Inkrementtechnik gefüllt. Diese Technik ist eine Methode um die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren [Feilzer et al. 1987, Bouschlicher et al. 1997, Attin 2010]. Die Applikation in max. 2 mm dicken Schichten garantiert die vollständige Aushärtung der einzelnen Segmente [Tjan et al. 1992]. Von der Auffüllung der gesamten Kavität mit einer einzigen Kompositapplikation, der sogenannten „bulk“-Fülltechnik wurde Abstand genommen. Ciucci et al. [1997] konnten zeigen, dass sich die Haftwerte bei verschiedenen Anwendern unterscheiden können. Deshalb wurde die Schichtung zum Verschluss der Kavität immer von der gleichen Person und unter exakter Einhaltung der vom Hersteller angegebenen Zeiten für Konditionierung, Einwirkzeit der Adhäsivsystemkomponenten, sowie Polymerisationsdauer durchgeführt. Für einen optimalen

Polymerisationsgrad ist eine Belichtungszeit der Kompositinkremente von 20-40 sec. mit erforderlicher Wellenlänge und Lichtintensität obligat. [Lutz et al.1983, Asmussen 1984, Lösche und Blunck 1988, Breeding et al 1991, Hellwig et al 1991]. Eine Verkürzung der Belichtungszeit hat eine Verminderung der physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Komposite zur Folge. Zudem führt eine zu kurze Polymerisation zu unvernetzten Monomeren, die aus dem Matrixverbund diffundieren und allergologisch und toxikologisch wirksam werden können [Breeding et al. 1991, Janda 1988, Mackert 1991].

5.1.5. Mikrozugversuch

Um die Haftfestigkeit von DAS an der Zahnhartsubstanz In-Vitro zu bestimmen, gibt es verschiedene Methoden. Diese sind in der Regel einfach anzuwenden und führen zu schnellen Resultaten. Allerdings fehlen bis heute standardisierte Prüfprotokolle für die Haftverbundprüfung, sodass die Testhalterung, die Prüfmaschineneinstellung und die Größe der Prüfkörper sich je nach Prüfinstitut unterscheiden [Heintze und Zimmerli 2011] Die gängigsten Prüfmethode sind der Mikrozugversuch („microtensile“) und die Scherbondunersuchung [Oilo 1993, Perdigao et al 1999, Frankenberger et al. 2001b, Frankenberger 2002, Konno et al. 2003]. Als Nachteil beider Prüfverfahren ist das laterale Schmelz- und Dentinwände fehlen, wodurch lediglich ein niedriger C-Faktor vorliegt, der dem einer mehrflächigen Kavitätenrestauration In-Vivo nicht entspricht. Der auftretende Stress durch die Polymerisationsschrumpfung ist minimiert [Frankenberger 2002]. Die Krafteinleitung findet beim Zugversuch senkrecht zum Interface bzw. zur Klebefläche statt [Oilo 1993], beim Scherversuch parallel zur Klebefläche. Dabei beschreiben Watanabe und Nakabsyashi [1994] es als schwierig, Zugbelastungen zu erzeugen, die senkrecht zur Zahnoberfläche wirken. Des Weiteren ist die Herstellung der Probenkörper im Vergleich zum Scherversuch erschwert.

Zur Versuchsdurchführung werden die Prüfkörper in Form von Stäbchen an der Universalprüfmaschine befestigt, so dass Dentin- und Kompositfläche am Interface bis zum Versagen des Adhäsivverbundes gradlinig auseinander gezogen werden. Vorteil des Mikrozugversuches ist es, dass weniger extrahierte Zähne benötigt werden, es sehr leicht ist zwischen den verschiedenen Materialien zu differenzieren und regionale Dentinunterschiede können bewertet werden. Jedoch ist die Methode techniksensitiv und aufwendig. Bedingt

durch die kleine Klebefläche von ca. 1 mm² und in Abhängigkeit vom Adhäsivsystem kann es bei der Herstellung zu Spontanfrakturen kommen [Heintze und Zimmerli 2011]. Die Haftwerte fallen im Vergleich zu anderen Prüfmethode höher aus, da kleine Klebeflächen generell zu höheren Werten führen [Goracci et al. 2004]. Des Weiteren haben die Fixierung und Montierung der Prüfkörper in der Universalprüfmaschine und die Probengeometrie Einfluss auf die Haftwerte und es muss darauf geachtet werden, dass die kleinen Prüfkörper anfällig gegen Austrocknung sind. [Phrukkanon et al. 1998, Frankenberger 2001, Armstrong et al. 2003, Poitevin et al. 2008, Soares et al. 2008]. In-Vitro Untersuchungen sind wichtig, damit erste Voraussagen für den Erfolg eines Materials getroffen werden können. Die klinische Prüfung am Patienten können sie aber nicht ersetzen, da die klinischen Gegebenheiten und Einflussfaktoren nur zum Teil simuliert werden können.

5.2. Ergebnisse:

Bedingt durch Unterschiede in physikalischen und chemischen Eigenschaften von Zahnhartsubstanzen und Kompositen sind DAS erforderlich, um Kompositrestaurationen dauerhaft am Zahn zu verankern. Im Vergleich zu der Zahnhartsubstanz Dentin, wo sich die Adhäsivsysteme in den letzten Jahren immer weiter entwickelt haben, ist die Bindung zu den verschiedenen Substraten der restaurativen Materialien ein relativ neues Untersuchungsgebiet. Erschwerend kommt die hohe Anzahl an Werkstoffen hinzu, die als restaurative Materialien Verwendung finden können, wie z.B. Silikat-basierenden Keramiken, Zirkoniumoxid, Aluminiumoxid, Nichtedelmetalle, Gold und Edelmetalle. Das Haftsilan Monobond Plus ist eine stark verdünnte ethanolische Lösung von drei aktiven Haftmonomeren, einem Silan, einem Phosphorsäurereagenz und einem Disulfid. Durch diese Kombination sind die drei aktiven Reagenzien untereinander stabil. Dieser Universalprimer bzw. Haftvermittler findet überall dort Verwendung, wo ein dauerhafter chemischer Verbund zwischen einem Befestigungskomposit und einer indirekten Restauration erwünscht ist. Die Indikation von Haftsilanen ist klar gestellt und gut untersucht [Blatz et al. 2003, Matinlinna et al. 2004, Yoshida et al. 2005, Perdigo 2006, Bitter et al. 2007, Sarafianou et al. 2008, Toman et al 2008].

Nach Herstellerangaben ist die Applikation von Monobond Plus auf jedem Werkstoff gleich. Mit einer Einwirkzeit von bis zu 60 sec. kommt es zur Ausbildung einer Schicht mit dem

jeweiligen aktiven Monomer. Dies führt zu einer Umwandlung der vorher hydrophilen- zu einer hydrophoben Oberfläche und ist damit Kompatibel für den Verbund mit der ebenfalls hydrophoben Oberfläche, wie der des Komposites. Beim Aushärten des Komposites kommt es zur chemischen Bindung der freien Methacrylatgruppen [Matinlinna et al. 2004] und eine sehr gute Haftwirkung kann erreicht werden. Silane sind sogenannte Zwittermoleküle, sie besitzen eine organische und eine anorganische Komponente. In der vorliegenden Studie wurde das DAS Syntac durch ein Haftsilan (Monobond Plus) vor, zwischen oder hinter den drei Komponenten Primer, Adhäsiv, Heliobond ergänzt. Die mechanischen Eigenschaften wurden mit Hilfe der Microtensile-Untersuchung ermittelt und die Ergebnisse statistisch mit dem Statistikprogramm SPSS 14.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) ausgewertet. SPSS erfüllt alle Anforderungen an statistische und wissenschaftliche Analysen [Prvan et al. 2002] und diente in der vorliegenden Arbeit der Ermittlung statistisch signifikanter Unterschiede zwischen den einzelnen Versuchsgruppen. Das Signifikanzniveau lag bei $\alpha=0,05$.

Ziel der durchgeführten Studie war es, den Einfluss von Haftsilanen auf den Dentin-Kompositverbund zu ermitteln. Es konnte gezeigt werden, dass ein Haftsilan den Einfluss auf den Verbund, insbesondere des verwendeten DAS Syntac negativ beeinflusst. In der Versuchsreihe wurde das Haftsilan Monobond Plus sowohl in der Ausführung Syntac EAR und Syntac SE eingesetzt. Die Ergebnisse legen dar, dass alle ermittelten Werte der VG mit Syntac EAR als auch Syntac SE signifikant schlechter waren ($p<0,05$), als der Mittelwert von Syntac EAR (38,5 MPa) bzw. Syntac SE (16,9 MPa). Die höchsten Haftwerte mit MP wurden unter Etch-und-Rinse Bedingungen erzielt und in der Regel nach Applikation des Primers, wie die VG 7 mit dem ermittelten Spitzenwert von 17.2 MPa Haftkraft zeigt. Die Ätzung der Zahnhartsubstanz Dentin führt zur Erzielung der maximalen Mikroretention. Der Smear-Layer wird entfernt, darüber hinaus wird das Dentin bis zu einer Tiefe von ca. 1-7,5 μm demineralisiert [van Meerbeek et al. 1994]. Die anorganischen Bestandteile aus der Dentinmatrix werden herausgelöst und ein instabiles, freigelegtes Kollagengeflecht verbleibt an der Oberfläche [Frankenberger et al. 2001]. Der Primer von Syntac imprägniert das Kollagengeflecht mit seinem amphiphilen Molekülen, wie dem TEG-DMA, und gewährleistet dem hydrophoben Adhäsiv die interfibrillären Räume auszufüllen und Anastomosen zu bilden. Die reaktiven Komponenten im Monobond Plus in der Mischung mit Syntac Primer scheinen abzureagieren, bevor sie auf dem Substrat aktiv werden können. Auch ist es möglich, dass Bestandteile des Primers chemisch modifiziert werden und so eine Infiltration des Adhäsives behindert wird. Die Aufgabe des Adhäsives als Bindeglied

zwischen Primer, Bonding und Komposit zu dienen ist gestört. Das Gleiche, allerdings in einem anderen Ausmaß, ist bei einer Mischung von Syntac Adhesive und Monobond Plus denkbar. Hier werden im Allgemeinen schlechtere Haftwerte ermittelt. Womöglich kommt es durch die hybriden Eigenschaften des Haftsilanes zu dem negativen Effekt der Umwandlung einer hydrophoben zu einer hydrophilen Oberfläche, die eine Bindung des hydrophoben Komposites nicht möglich macht. Eine Anbindung des Phosphorsäure-haltigen Reagenzes von MP an der Zahnhartsubstanz (Calcium-Ionen) ist chemisch möglich, das heißt aber nicht, dass MP als Adhäsiv wirkt. Monobond Plus sollte nicht als Dentinadhäsiv aufgefasst werden. Vergleicht man die Ergebnisse unter dem Aspekt der Einwirkzeit, so kann festgehalten werden, dass tendenziell eine Einwirkzeit von 1 min. zu besseren Haftwerten führt. Vergleichbare Studien mit einem ähnlichem Studiendesign fehlen, die ermittelten Werte stellen aber eine klinische Relevanz in Frage. Zusammenfassend ist zu vermuten, dass die Inhaltsstoffe von Syntac und Monobond Plus nicht kompatibel sind. Folglich führt die Verwendung eines zusätzlichen Haftsilanes zu keiner Verbesserung der Haftwerte in dem Verbund zwischen Komposit und Dentin.

6. Zusammenfassungen

6.1. Zusammenfassung

Einführung: In der vorliegenden Studie sollte untersucht werden, ob der Dentin-Kompositverbund neben dem Drei-Flaschen-Adhäsivsystem Syntac® (Ivoclar Vivadent AG) mit Hilfe eines zusätzlichen Haftsilanes (Monobond® Plus; Ivoclar Vivadent AG) beeinflusst wird.

Methode: Für den experimentellen Versuch wurden 54 extrahierte, füllungs- und kariesfreie humane dritten Molaren verwendet. Die Zähne sind willkürlich auf achtzehn Versuchsgruppen zu je drei Proben verteilt worden. Es folgte die Präparation einer Klasse-I-Kavität, deren Kavitätenboden vollständig im Dentin lag. Anschließend ist die Kavität mit EcuSphere®-Komposit (DMG) adhäsiv mit Syntac und dem Haftsilan Monobond Plus nach einem festgelegten Schema gruppenspezifisch wieder aufgefüllt und die Zähne mit Hilfe einer wassergekühlten Diamantsäge vertikal und horizontal in kleinen Stäbchen zersägt worden. Diese Prüfkörper wurden einer Mikrozugfestigkeitsprüfung in einer Universalprüfmaschine (Microtensile MTD-500 Plus, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham) unterzogen. Die dabei ermittelten Werte für jede Gruppe wurden statistisch mit Hilfe des Programmes SPSS 14.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) ausgewertet. Abschließend wurde das Dentin-Komposit-Interface rasterelektronenmikroskopisch qualitativ untersucht (REM Phenom, Phenom-World BV, Eindhoven, Niederlande) und bewertet.

Ergebnisse: Es konnte gezeigt werden, dass ein Haftsilan den Einfluss auf den Dentin-Kompositverbund, insbesondere des verwendeten Adhäsivsystems Syntac negativ beeinflusste. In der Versuchsreihe wurde das Haftsilan Monobond Plus sowohl in der Ausführung Syntac Etch-and-Rinse (EAR) und Syntac Self-Etch (SE) eingesetzt.

Die Ergebnisse legen dar, dass alle ermittelten Werte der Versuchsgruppen mit Syntac EAR als auch Syntac SE signifikant schlechter waren ($p < 0,05$), als der Mittelwert von Syntac EAR (38,5 MPa) bzw. Syntac SE (16,9 MPa). Folglich führt die Verwendung eines zusätzlichen Haftsilanes zu keiner Verbesserung der Haftwerte.

6.2. Abstract

Introduction: The aim of this study was to examine if the three-bottle adhesive system Syntac® (Ivoclar Vivadent AG) combined with an additional dental silane (Monobond ® Plus, Ivoclar Vivadent AG) has an impact on the dentine-composite-bond.

Method: 54 extracted, unfilled, caries- free human third molars were used for the experiment. The teeth have been distributed randomly to eighteen test groups; each test group is to make three samples. First it is necessary to prepare a class-I-cavity, which cavity floor is completely in the dentin. The cavity was closed by using the EcuSphere®-Komposit (DMG), the dental adhesive system Syntac and by using the dental silane Monobond Plus in a group-specific and defined scheme. The teeth were sawed vertically and horizontally into small sticks with a water-cooled diamond saw. The test bodies had to undergo a micro-pull-strength test in a universal testing machine (Microtensile MTD-500 Plus, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham). The results for each group were statistically evaluated by using the SPSS 14.0 software (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA). In the end the composite-dentin interface was examined and graded by using a scanning electron microscope. (REM Phenom, Phenom-World BV, Eindhoven, Niederlande)

Results: It is shown that an additional dental silane has a negative impact on the dentin-composite-bond by using the adhesive system Syntac. The silane Monobond Plus was used in the design Syntac etch-and-rinse (EAR) as well as Syntac self-etch (SE). The results show that all determined values of both experimental groups with Syntac EAR and Syntac SE were significantly lower ($p < 0.05$) than the mean of Syntac EAR (38.5 MPa) and Syntac SE (16.9 MPa). As a consequence the use of an additional silane does not improve the bond strength between composite and dentine.

7. Literaturübersicht

Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent* 2003;5:47–56.

Asmussen E. Der Einfluss der Vorpolymerisation auf die Härte von Photopolymerisaten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1984;39:968-969.

Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Hellwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater* 1995;11:359-362.

Barkmeier WW, Cooley RL. Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent Suppl* 1992;5:50-61.

Bitter K, Noetzel J, Neumann K, Kielbassa AM. Effect of silanization on bond strengths of fiber posts to various resin cements. *Quintessence* 2007;38:121-128.

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-274.

Blunck U, Pohl M, Dieker A. Extraktionszeitpunkt und Kavitätenlage bei der In-vitro-Prüfung von Dentinhaftmitteln. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990;45:639-642.

Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 1997;10:88-96.

Bowen RL. Dentin filling materials comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. US Patent 1962 Nr:3,066,122.

Braly A, Darnell LA, Mann AB, Teaford MF, Weihs TP. The effect of prism orientation on the indentation testing of human molar enamel. *Arch Oral Biol* 2007;9:856–860.

Brannstrom MA. Hydrodynamic Mechanism in the Transmission of Pain-Producing Stimuli Through the Dentine. Pergamon Press 1963;73-79.

Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF. The curing potential of lightactivated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent* 1991;65:512-518.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;6:849–853.

Cate, JM, Featherstone JD. Mechanistic aspects of the interactions between fluoride and dental enamel. *Crit Rev Oral Biol Med* 1991;3:283–296.

Chee B, Rickman LJ, Satterthwaite JD. Adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions: a systematic review. *J Dent* 2012;6:443–452.

Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Roh S. The battle of the bonds 1995. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1997;107:37-39.

Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997;3:306–335.

Eliades G, Caputo AA, Vougiouklakis G. Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dent Mater* 1985;1:170-176.

Ermis RB, Munck Jde, Cardoso MV, Coutinho E, van Landuyt KL, Poitevin A. et al. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater* 2008;7:978–985.

Ernst CP. Was Sie schon immer über Dentinadhäsive wissen wollten. *ZMK* 2001;5:254-269.

Feilzer A, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987;66:1636-1639.

Fosse G. The Number of Prism bases on the inner and outer surface of the enamel mantle of human teeth. *J Dent Res* 1964;57–63.

Frankenberger R, Sindel J, Krämer N. Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikation die Schmelzhaftung? *Dtsch Zahnärztl Z* 1997;52:202-205.

Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Fatigue behaviour of different dentin adhesives. *Clin Oral Investig* 1999;1:11–17.

Frankenberger R. Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 3MESPE AG Seefeld 2001;12-27.

Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives--a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001b;5:373–380.

Frankenberger R. Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. Dtsch Zahnärztl Z 2002;57:154–171.

Frankenberger R. Total Etch vs. Self-Etch – Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. ZWR 2004;13:188–196.

Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A. The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2004b;1:25–32.

Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 2005;5:397–412.

Frankenberger R. Bonding 2006 - Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. Quintessenz 2006;57:485–495.

Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaeinko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: Marginal quality of self-etch and etch-and –rinse adhesives versus self-etch cements. Dent Materials 2008;24:185-191.

Frankenberger R. Adhäsivtechnik 2009 - Neuigkeiten, Tipps und Trends. Quintessenz 2009;60:415–423.

Frankenberger R. Adhäsivtechnik 2010 - Etch-and-Rinse- oder Self-Etch-Systeme. Quintessenz 2010;61:537–542

Frankenberger R. Adhäsivtechnik 2011 - "Etch and rinse" oder "self-etch"? der junge Zahnarzt 2011;1:45-50.

Garcia-Godo F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R. Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater* 2010;11:1113–1118.

Giannini M, Soares CJ, Carvalho RMde. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater* 2004;4:322–329.

Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth--a finite element investigation. *J Prosthet Dent* 1991;4:451–459.

Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater* 2004;20:643–654.

Guidoni G, Swain M, Jäger I. Enamel: From brittle to ductile like tribological response. *J Dent* 2008;10:786–794.

Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol* 1967;12:1615–1620.

Hannig M, Kreuzkamp H, Albers HK. Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994;49:595-600.

Haller B. Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung. *Zahnärztl Mitt* 1992;18:86-97.

Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 1993;9:191-197.

Haller B. Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:750-759.

Haller B, Blunck U. Klassifikation von Bondingsystemen. Quintessenz 1999;50:1021–1033.

Haller B, Blunck U. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. Zahnärztl Mitt 2003;93:808-818.

Haller B, Janke F. Sind selbstkonditionierende Bondingsysteme praxistauglich? Und wenn ja, wofür? Quintessenz 2012;:711–732.

Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, van Ende A, van Meerbeek B, Munck Jde. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. J Dent 2012;6:475–484.

He LH, Swain MV. Enamel - a "metallic-like" deformable biocomposite. J Dent 2007;5:431–437.

He LH, Swain MV. Enamel--a functionally graded natural coating. J Dent 2009;8:596–603.

Heintze SD, Zimmerli B. Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials, a review in 3 parts. Part 3: Relevance of In Vitro Tests of Adhesive and Composite Dental Materials. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2011;121:804-816.

Hellwig E, Klimek J, Achenbach K. Auswirkung der Schichttechnik auf die polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit- Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:270-273.

Hellwig E. Einführung in die Zahnerhaltung. Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. Dt Zahnärzte-Verl 2010;1-15;181-240.

Janda R. Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III). Quintessenz 1988; 39:1067-1073, 1243-1253, 1393-1398.

Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. Clin Oral Investig 2002;6:155-160.

Kanca J. Resin bonding to wet substrate Bonding to dentin. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48:100-104.

Kielbassa AM, Attin T, Wrbas KTH, Stosseck M, Hellwig E. Der Einfluss der unterschiedlichen Verarbeitung des Haftvermittlers auf die Zughaftung von Glaskeramik auf Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 1997;52:252-256.

Kinney JH, Balooch M, Marshall GW, Marshall SJ. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. Arch Oral Biol 1999;10:813-822.

Konno A, Sinhoreti M, Consani S, Correr Sobrinho L, Consani R. Storage effect on the shear bond strength of adhesive systems. Braz Dent 2003;14:42-47.

Krejci I, Albertoni M, Lutz F. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 2.Zahnbürsten-/Zahnpastaabrasion und chemische Degradation. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100:1164-1168.

Kubo S, Finger WJ, Müller M, Podszun W. Principles and mechanisms of bonding with dentin adhesive materials. J Esthet Dent 1991;3:62-69.

Kullmann W. Sorptions- und Lösungsvorgänge bei selbst- und lichthärtenden Komposit-Kunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z 1990;45: 286-292.

Lindén LA, Källskog O, Wolgast M. Human dentine as a hydrogel. Arch Oral Biol 1995;11:991–1004.

Lösche GM, Blunck U. Die Schmelz-Ätz-Technik. Zahnärztl Welt 1988;97:838-841.

Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T. Komposits - Klassifikation und Wertung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1983;93:914-929.

Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983b;4:480–488.

Mackert JR. Dental amalgam and mercury. J American Dent Assoc 1991;122:662-65.

Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. J Dent 2001;2:123–130.

Matinlinna JP, Lassila LV, Özcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. Int J Prosthodont 2004;17:155-164.

Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. J Dent 1997;6:441–458.

Meredith N, Sherriff M, Setchell DJ, Swanson SA. Measurement of the microhardness and Young's modulus of human enamel and dentine using an indentation technique. Arch Oral Biol 1996;6:539–545.

Michelich V, Pashley DH, Whitford GM. Dentin permeability: a comparison of functional versus anatomical tubular radii. *J Dent Res* 1987;11-12:1019–1024.

Mitchem JC, Gronas DG. Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *J Am Dent Assoc* 1986;113:285-287.

Mjör IA, Gordan VV. Failure, repair, refurbishing and longevity of restorations. *Oper Dent* 2002;5:528–534.

Mjör IA, Shen C, Eliasson ST, Richter S. Placement and replacement of restorations in general dental practice in Iceland. *Oper Dent* 2002b 2:117–123.

Molla K, Park HJ, Haller B. Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. *J Adhes Dent* 2002;4:171-180.

Munck Jde, van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;2:118–132.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;3:265–273.

Nalla RK, Porter AE, Daraio C, Minor AM, Radmilovic V, Stach EA. et al. Ultrastructural examination of dentin using focused ion-beam cross-sectioning and transmission electron microscopy. *Micron* 2005;7-8:672–680.

Nicholson JW. Adhesive dental materials - a review. *Int. J. Adhesion Adhesives* 1997;18:229–236.

Oilo G. Bond strength testing - what does it mean? *Int Dent J* 1993;43:492-498.

Oilo G, Austrheim E. In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand* 1993;51:263-269.

Orams HJ, Zybert JJ, Phakey PP, Rachinger WA. Ultrastructural study of human dental enamel using selected-area argon-ion-beam thinning. *Arch Oral Biol* 1976;11:663-675.

Osborn JW. Directions and interrelationship of prisms in cuspal and cervical enamel of human teeth. *J Dent Res* 1968;3:395-402.

Osborn JW. The mechanism of ameloblast movement: a hypothesis. *Calcif Tissue Res* 1970;4:344-359.

Paine ML, White SN, Luo W, Fong H, Sarikaya M, Snead ML. Regulated gene expression dictates enamel structure and tooth function. *Matrix Biol* 2001;5-6:273-292.

Pashley DH, Livingston MJ. Effect of molecular size on permeability coefficients in human dentine. *Arch Oral Biol* 1978;5:391-395.

Pashley DH, Livingston MJ, Reeder OW, Horner J. Effects of the degree of tubule occlusion on the permeability of human dentine in vitro. *Arch Oral Biol* 1978;12:1127-1133.

Pashley DH. The influence of dentin permeability and pulpal blood flow on pulpal solute concentrations. *J Endod* 1979;12:355-361.

Pashley D, Michelich V, Kehl T. Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent* 1981;46:531-537.

Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH. Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res* 1988;67:467-470.

Pashley DH. Dentin: a dynamic substrate--a review. *Scanning Microsc* 1989;1:161-174.

Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 1991;6:777-781.

Pashley EL, Tao L, Matthews WG, Pashley DH. Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dent Mater* 1993;9:19-22.

Pashley DH, Sano H, Ciucci B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bond agents: a review. *Dent Mater* 1995;11:117-125.

Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;5:355-372.

Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent* 2002;2-3:83-90.

Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee KA, Carrilho M et al. From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *Am J Dent* 2007;1:7-20.

Perdigão J, Lambrechts P, van Meerbeek B, Tomé AR, Vanherle G, Lopes AB. Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mat* 1996;4:262-271.

Perdigão J, Lopes L, Lambrechts P, Leitao J, van Meerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *J Dent* 1997;10:141-146

Perdigão J., Lopes M. Dentin Bonding – questions for the new millenium. *J Adhes Dent* 1999;1: 191-209.

Perdigão J, van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW. The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mat* 1999;4:282–295.

Perdigão J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fibre posts. *Dent. Mater* 2006;22:31-39.

Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mat* 2010;2:24-37.

Peschke A. Über 4 Jahre Erfahrung mit einem modernen selbstätzenden Adhäsivsystem bei der direkten Füllungstherapie. *Quintessenz* 2006;57:511–516.

Peumans M, Kanumilli P, Munck Jde, van Landuyt K, Lambrechts P, van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mat* 2005;9:864–881.

Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2008;10:7–16.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 1998;14:212–221.

Prvan T, Reid A, Petocz P. Statistical Laboratories Using Minitab, SPSS and Excel: A Practical Comparison. *Teaching Statistics* 2002;24:68–75.

Radlanski RJ, Renz H. A possible interdependency between the wavy path of enamel rods, distances of Retzius lines, and mitotic activity at the cervical loop in human teeth: a hypothesis. *Med Hypotheses* 2004;6:945–949.

Radlanski RJ, Renz, H. Insular dentin formation pattern in human odontogenesis in relation to the scalloped dentino-enamel junction. *Ann Anat* 2007;3:243–250.

Retief DH. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 1973;2:333–341.

Retief DH, Mandras RS, Russel CM, Denys FR. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *J Dent* 1990;3:253-258.

Richter H, Kierdorf U, Richards A, Kierdorf H. Dentin abnormalities in cheek teeth of wild red deer and roe deer from a fluoride-polluted area in Central Europe. *Ann Anat* 2010;2: 86–95.

Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dent Mater* 1991;7:2-10.

Salz U, Arnetzl G. Neues selbsthärtendes, selbstätzendes Komposit-Befestigungsmaterial. Adhäsiv-System mit sehr guter In-vitro- und In-vivo-Performance. *ZWR* 2007;116:607–614.

Sarafianou A, Seimenis I, Papadopoulos T. Effectiveness of different adhesive primers on the bond strength between an indirect composite resin and a base metal alloy. *J Prosthet Dent* 2008;99:377-387.

Schroeder HE. *Orale Strukturbiologie. Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks.* Thieme 1992:29-178.

Shibayan R, Bikramjit B. Mechanical and tribological characterization of human tooth. *Mater Charact* 2008;59:747-756.

Soares CJ, Soares PV, Santos-Filho PC, Armstrong SR. Microtensile specimen attachment and shape-finite element analysis. *J Dent Res* 2008;87:80–93.

Söderholm KJ. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials. *Dent Mater* 1991;7:74-83.

Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;5:456–461.

Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mat* 2000;3:180–187.

Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 2002;7-8:371–382.

Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM, Lai CNS. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 2004a;8:611–621.

Tay FR, Lai CNS, Chersoni S, Pashley DH, Mak YF, Suppa P et al. Osmotic blistering in enamel bonded with one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 2004b;4:290–295.

Thonemann BM, Federlin M, Schmalz G, Hiller KA. SEM analysis of marginal expansion and gap formation in class II composite restorations. *Dent Mater* 1997;13:192-197.

Titley KC, Chernecky R. The effect of various storage methods and media on shear-bond-strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol* 1998;43:305-311.

Tjan AHL, Bergh BH, Lidner C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 1992;67:62-66.

Toman M, Toksavul S, Akin A. Bond strength of all-ceramics to tooth structure: using new luting systems. *J. Adhes. Dent.* 2008;10:373-378.

Torstenson B, Brännström M. Contraction gap under composite resin restorations: Effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent* 1988;13:24-31.

Vachiramon V, Vargas MA, Pashley DH, Tay FR, Geraldeli S, Qian F, Armstrong SR. Effects of oxalate on dentin bond after 3-month simulated pulpal pressure. *J Dent* 2008;3:178–185.

van Dijken JW. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *J Dent* 2000;5:299–306.

van Landuyt KL, Kanumilli P, Munck Jde, Peumans M, Lambrechts P, van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 2006;1:77–85.

van Landuyt KL, Peumans M, Munck Jde, Lambrechts P, van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dent Mat* 2006;6:533–544.

van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, van Herle G. Morphological aspects of the resin dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992;71:150-154.

van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1994;11:1690–1702.

van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994;49:977–984.

van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;26:1-20.

van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;1:1–20.

van Meerbeek B, Vargas M, Inoue A, Yoshida Y, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. *Am J Dent* 2000;13: 3-17.

van Meerbeek B, Munck Jde, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;3:215–235.

van Meerbeek B, Kanumilli P, Munck Jde, van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M. A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self-etch adhesive with and without selective phosphoric-acid etching of enamel. *Dent Mat* 2005;4:375–383.

van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, Munck Jde, van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mat* 2011;1:17–28.

Walter R, Swift EJ, Nagaoka H, Chung Y, Bartholomew W, Braswell KM, Pereira PN. Two-year bond strengths of “all-in-one” adhesives to dentine. *J Dent* 2012;40:549–555.

Yoshida T, Yamaguchi K, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S, Miyazaki M. Effect of metal conditioners on polymerization behavior of bonding agents. *J Oral Sci* 2005;47:171-175.

Yoshiyama M, Tay FR, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Itou K, Ciucci B, Pashley DH. Resin adhesion to carious dentin. *J Dent* 2003;16:47-52.

Zheng TL, Huang C, Zhang ZX, Wang S, Zhang G. Influence of storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2005;14:147-150.

Ziskind D, Hasday M, Cohen SR, Wagner HD. Young's modulus of peritubular and intertubular human dentin by nano-indentation tests. *J Struct Biol* 2011;1:23–30.

9. Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer im Fachbereich Medizin waren die Damen und Herren der Charité in Berlin und der Georg-August Universität Göttingen:

Alter, Drebenstedt, Engelke, Fialka, Fricke, Fussenegger, Freesmeyer, Gersdorff, Gruber, Heppeler, Holscher, Hülsmann, Kirchner, Klenke, Kramer, Krantz-Schäfers, Kubein-Meesenburg, Laugisch, Pabel, Rödiger, Rödiger, Sadat-Khonsari, Schliephake, Sennhenn-Kirchner, Simonis, Stock, Wiese, Ziebolz.

10. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt vor allem Herrn Prof. Dr. Roland Frankenberger für die intensive Betreuung bei der Erstellung meiner Doktorarbeit.

Herrn Dr. Matthias Roggendorf und Frau Vera Vosen danke ich für die Beratung und Betreuung an den Gerätschaften.

Meinen Eltern möchte ich ganz besonders für ihre Liebe und grenzenlose Unterstützung in jeglicher Hinsicht danken.

Ich danke auch meinem Zwillingsbruder Steffen für seine konstruktive Kritik und das er immer für mich da ist.