Aus der
Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Universitätsklinikums Ulm
Abteilung Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. B. Haller

Zur Dentinhaftung

licht - und chemisch härtender Komposite

bei Verwendung

vereinfachter Etch&Rinse - und selbstkonditionierender

Bondingsysteme

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Ulm

vorgelegt von
Bettina Schuster
aus Stuttgart / Württ.
2005

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Klaus-Michael Debatin

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Bernd Haller

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Franz Günter Sander

Tag der Promotion: 20.Oktober 2005

Meinen Eltern und meinem Bruder Andreas gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	VI
1	**Einleitung und Problemstellung**	1
1.1	**Komposite**	1
1.1.1	Aufbau der Komposite	1
1.1.2	Härtungsmechanismen	3
1.1.2.1	Chemisch härtende Komposite und deren Anwendung	3
1.1.2.2	Lichthärtende Komposite und deren Anwendung	4
1.1.2.3	Dual härtende Komposite und deren Anwendung	5
1.2	**Dentin**	6
1.2.1	Dentinstruktur	6
1.2.2	Mechanismen der Dentinhaftung	8
1.2.3	Dentinhaftvermittler	9
1.2.3.1	Etch&Rinse - Systeme	10
1.2.3.2	Selbstkonditionierende Systeme	12
1.3	**Problemstellung und Zielsetzung**	14
2	**Material und Methode**	16
2.1	**Herstellung der Prüfkörper**	16
2.1.1	Präparation der Dentintestflächen	16
2.1.2	Einbettung der Testzähne	16
2.1.3	Vorbehandlung der Testflächen	17
2.1.4	Applikation des Komposits	21
2.1.4.1	Vorgehen bei Brilliant	21
2.1.4.2	Vorgehen bei Brilliant MH	22
2.1.5	Lagerung der Proben	22
2.2	**Bestimmung der Haftfestigkeit**	24
2.2.1	Universalprüfmaschine zwicki 1120	24
2.2.2	Beschreibung des Versuchsablaufs	24
2.2.3	Berechnung der Zughaftfestigkeit	25
2.3	**Statistische Auswertung**	25

2.4 Untersuchung der Bruchstellen im Rasterelektronenmikroskop 26
2.4.1 Vorbereitung der Proben 26
2.4.2 Auswertung der Bruchstellen 27

3 Ergebnisse 32
3.1 Haftfestigkeit 32
3.1.1 Haftfestigkeit der untersuchten Bondingsysteme bei Verwendung des lichthärtenden Komposits (Brilliant) 32
3.1.2 Haftfestigkeit der untersuchten Bondingsysteme bei Verwendung des chemisch härtenden Komposits (Brilliant MH) 33
3.1.3 Einfluss des Härtungsmodus des verwendeten Komposits 34
3.2 Frakturanalyse 37
3.2.1 Proben mit lichthärtendem Komposit 37
3.2.2 Proben mit chemisch härtendem Komposit 39

4 Diskussion 40
4.1 Bewertung der Methoden 40
4.1.1 Verwendete Zähne 40
4.1.2 Herstellung des Dentinschliffs 40
4.1.3 Dentinhaftvermittler und Komposit 41
4.1.4 Messung der Verbundfestigkeit 43
4.2 Besprechung der Ergebnisse 45
4.2.1 Einfluss des Komposits auf die Verbundfestigkeit 45
4.2.2 Einfluss des Härtungsmodus der verwendeten Bondingsysteme 48
4.2.3 Einfluss des Adhäsivs auf die Verbundfestigkeit 49
4.3 Schlussfolgerung 52

5 Zusammenfassung 53
6 Literaturverzeichnis 55
7 Anhang 63
7.1 Ergebnistabellen 63
7.2 Materialliste 77
Dankesworte 79

Abkürzungsverzeichnis

HEMA: 2-Hydroxyethylmethacrylat

BHT: Butylhydroxytoluol

BisGMA: Bisphenol A diglycidylmethacrylat

BisEMA: Bisphenol A diethoxymethacrylat

TEGDMA: Triethylenglycoldimethacrylat

PENTA: Dipentaerytritolpentacrylat-Phosphorsäure-Monomer

PAMA: Phtalsäure-monomethacrylat

GPDM: Glycerolphosphatdimethacrylat

GDMA: Glycerol-dimethacrylat

KC: Kampferchinon

MDP: 10-Methacrylat-oxydecyl Dehydrogenphosphat

MDPB: 12-Methacryl-oyloxydodecylpyridiniumbromid

EGDMA: Ethylenglycoldimethacrylat

TMPTMA: Trimethylolpropantrimethacrylat

Pyro-EMA: Phosphorsäure-modifiziertes Methacrylat

PEM-F: Monofluorophoshazen-modifiziertes Polymethacrylat

UEDMA: Urethan-Ethylenglycol-Dimethacrylat

1 Einleitung und Problemstellung

Die steigenden Ansprüche der Gesellschaft an ein gepflegtes, makelloses Aussehen stellen in der Zahnmedizin zahnfarbene Füllungsmaterialien mehr denn je in den Vordergrund. Die sogenannte „ästhetische Zahnheilkunde“ hat sich zu einem profitablen Zweig der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde entwickelt. Durch die Einführung der Säure-Ätz-Technik [BOUNOCORE 1955] konnten erstmals ästhetisch akzeptable und dauerhaft haltbare Kompositfüllungen angeboten werden. Zur Verbesserung der Haftung zwischen Komposit und Dentin wurden in der Folge zum Teil komplexe Dentinadhäsivsysteme eingeführt. Eine stetige Weiterentwicklung hat bis heute zu einer ständigen Verbesserung der Dentinhaftung geführt. Angesichts der guten klinischen Resultate ist heutzutage eine adhäsive Zahnheilkunde ohne den Einsatz von Dentinhaftvermittlern kaum noch denkbar.

1.1 Komposite

1.1.1 Aufbau der Komposite

Die drei Hauptbestandteile der Komposite sind eine organische Matrix, anorganische Füllstoffe und eine Verbundphase [ROETERS et al. 1992].
Die organische Matrix besteht aus einem Gemisch von Monomeren, welche als Dimethacrylate nach der Formel M-R-M aufgebaut sind, wobei R für das Molekülskelett und M für die reaktive Methacrylgruppe CH_2=C(CH_3)-CO-O- steht [LUTZ et al. 1993]. Zum einen sind langkettige Dimethacrylate wie beispielsweise Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) und Urethan-Ethylenglycol-Dimethacrylat (UEDMA) enthalten. Zum anderen beinhaltet die organische Matrix kurzkettige Verdünnermonomere, wie beispielsweise Tri-Ethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA), welche den Vernetzungsgrad, die Polymerisationsschrumpfung, die Wasseraufnahme, die mechanischen Eigenschaften und den Gehalt an freien Doppelbindungen beeinflussen. Zusätzlich sind Initiatoren, Akzeleratoren, Inhibitoren und Stabilisatoren enthalten, welche die Haltbarkeit und Polymerisierbarkeit bestimmen.
Die anorganischen Füllstoffe sind in die organische Matrix eingebunden und machen 50-70Vol.-% des Komposits aus [LAMBRECHTS et al. 1988]. Sie reduzieren

einerseits die Polymerisationsschrumpfung, die Verformbarkeit und den thermischen Ausdehnungskoeffizienten und verbessern andererseits die mechanischen Eigenschaften [ROETERS et al. 1992].
Um einen Verbund zwischen den anorganischen Füllern und der organischer Matrix herzustellen, werden Silane (bifunktionelle organische Siliziumverbindungen) verwendet. Hierdurch wird unter anderem die Verschleißfestigkeit der Komposite verbessert [ROETERS et al. 1992].

Die Art und Größe der Füllstoffe bestimmt die Klassifikation des Kompositmaterials:

1. Konventionelle Komposite enthalten Makrofüller (Quarzpartikel). Trotz guter mechanischer Eigenschaften finden sie heute aufgrund ihres hohen Verschleißes sowie ihrer schlechten Polierbarkeit und der hohen Oberflächenrauhigkeit als definitives Füllungsmaterial keine Verwendung mehr.

2. Homogene Mikrofüllerkomposite enthalten als Füllstoffe feinstdisperes Siliciumoxid, deren Partikelgröße unter 0,1µm liegt. Bei Anreicherung der Matrix mit diesen Füllstoffen kommt es zu einem raschen Anstieg der Viskosität, was einen hohen Füllergehalt unmöglich macht.

3. Inhomogene Mikrofüllerkomposite enthalten Mikrofüllerkomplexe (splitterförmige Vorpolymerisate) und Mikrofüller. Die Mikrofüllerkomplexe steigern den Gehalt an anorganischen Füllern und verringern somit den zu polymerisierenden Kunststoffgehalt. Als Vorteil dieser Komposite ist deren hervorragende Polierbarkeit zu nennen. Die splitterförmigen Vorpolymerisate können jedoch während der Kaubelastung herausgelöst werden, was zu einer verringerten Verschleißfestigkeit im kaubelasteten Seitenzahnbereich führt.

4. Hybridkomposite sind Komposite, deren Matrix sowohl mit Makrofüllern als auch mit Mikrofüllern angereichert ist. Hinsichtlich ihrer mittleren Korngröße lassen sie sich in weitere Gruppen unterteilen. Hybridkomposite enthalten mittlere Füllkörpergrößen von bis zu 10µm, Feinpartikel-Hybridkomposite von bis zu 5µm, Feinstpartikel-Hybridkomposite von bis zu 3µm und Submikrometer-Hybridkomposite unter 1µm [ERNST et al. 2003]. Der Füllstoffgehalt dieser Komposite lässt sich bis auf 85Gew.-% steigern. Aufgrund der guten mechanischen Eigenschaften und der guten Polierbarkeit sind sie die heutzutage vorwiegend verwendeten Komposite [HELLWIG et al. 1999].

1.1.2 Härtungsmechanismen

Der Polymerisationsgrad (Anteil der in Polymere eingebauten Monomere) und die Konversionsrate (Prozentsatz der umgesetzten Doppelbindungen) geben Auskunft über die Vollständigkeit der Polymerisationsreaktion und sind abhängig von dem Härtungsmechanismus der Kompositmaterialien.

1.1.2.1 Chemisch härtende Komposite und deren Anwendung

Diese Komposite bestehen aus zwei Komponenten (Basispaste und Katalysatorpaste), welche angemischt werden müssen. Meistens ist als Initiator Benzoylperoxid enthalten, das mit einem Akzelerator (tertiäres Amin) reagiert [HELLWIG et al. 1999]. Dabei werden freie Radikale (Benzoyl-Startradikale) gebildet, die die Polymerisationsreaktion einleiten. Es entsteht so eine Polymer-Matrix, die aus langen Ketten mit Querverbindungen aufgebaut ist [ROETERS et al. 1992]. Hierbei wird eine Konversionsrate von bis zu 60% erreicht.
Durch den Mischvorgang der beiden Pasten kommt es zwangsläufig auch zu Lufteinschlüssen, welche zu einer Abnahme der Abrasionsfestigkeit sowie zu einer erhöhten Verfärbungstendenz dieser Komposite führen können [HELLWIG et al. 1999]. Zudem weisen chemisch härtende Komposite eine ungenügende Farbstabilität auf, welche auf die als Katalysator verwendeten tertiären Amine zurückzuführen ist [ROETERS et al. 1992].

Da bei der chemischen Polymerisation das Material in der gesamten Dicke aushärtet, wird das Komposit auf einmal appliziert. Hierbei kommt es jedoch aufgrund des großen Volumens zu einer großen Gesamtschrumpfung.
Aufgrund dieser Nachteile haben chemisch härtende Komposite heute nur noch einen engen Anwendungsbereich. Die chemisch initiierte Härtung kommt bei Aufbaukompositen und bei dualhärtenden (siehe 1.1.2.3) Befestigungskompositen für zahnfarbene Adhäsivinlays [KREJCI et al. 1992] zum Einsatz. Der Vorteil des chemischen Härtungsmechanismus liegt in einer lichtunabhängigen Aushärtung besonders der tiefen Kompositschichten.

1.1.2.2 Lichthärtende Komposite und deren Anwendung

Die Photopolymerisation wird durch eine Lichtquelle (Wellenlängen zwischen 420 und 480 nm) [ROETERS et al. 1992] ausgelöst. Es werden freie Radikale gebildet, die wiederum die Polymerisationsreaktion in Gang setzen.
Der Polymerisationsgrad hängt bei diesem Härtungsmechanismus von der Lichtmenge ab [ROETERS et al. 1992] und ist in den ersten zehn Sekunden im Bereich der der Lichtquelle zugewandten Oberfläche am größten. An der gehärteten Oberfläche des Komposits wird eine Konversionsrate von rund 70% erreicht. Mit zunehmender Tiefe (ab 2-3mm) nimmt diese stark ab.
Um trotzdem eine ausreichende Durchhärtung in der Tiefe zu erreichen, erfolgt die Applikation des Materials in mehreren Schichten. Dabei sollte die Dicke der einzelnen Schichten ca. 3mm nicht überschreiten, um eine ausreichende Lichthärtung sicher zu stellen [LUTZ et al. 1992].
Durch die Schichttechnik kann auch die auftretende Polymerisationsschrumpfung teilweise kompensiert werden. Diese entsteht beim Übergang von dem monomeren in den polymeren Zustand und beträgt 2-4Vol.-% [ROETERS et al. 1992].
Durch die vollständiger ablaufende Reaktion weisen lichthärtende Komposite im Vergleich zu chemisch härtenden Kompositen eine höhere Konversionsrate auf. Lutz et. al. (1992) beschreiben in ihrer Studie, dass dual härtende Kompositzemente, die für die adhäsive Verankerung von zahnfarbenen Inlays verwendet werden, bei der Lichthärtung Konversionsraten von 67%-81% und bei der chemischen Härtung (in Abwesenheit von jeglicher Lichteinwirkung) solche von 59-75% erreichen.

Zusätzlich sind die lichthärtenden Komposite abrasionsbeständiger und können direkt nach der Aushärtung ausgearbeitet werden.
Da kein Anmischen notwenig ist, treten kaum Porositäten auf. Dieses sowie der geringere Anteil von Aminen hat eine höhere Farbstabilität zur Folge [ASMUSSEN 1985a].
Diese Vorteile haben dazu geführt, dass heutzutage lichthärtende Komposite sowohl in ästhetisch anspruchsvollen Bereichen, als auch im Seitenzahnbereich einen universellen Einsatz finden.

1.1.2.3 Dual härtende Komposite und deren Anwendung

Diese Systeme sind sowohl aus licht- als auch aus chemisch härtenden Komponenten zusammengesetzt [HELLWIG et al. 1999] und werden als dualhärtende Befestigungskomposite für zahnfarbene Adhäsivinlays verwendet [KREJICI et al. 1992]. Die primäre Lichthärtung ist für die maximal zu erreichende Konversionsrate entscheidend. Die sekundäre chemische Härtung ergibt eine zusätzliche Härtung in Prozenten der durch Licht erzeugten Vorhärtung und gewährleistet darüber hinaus eine lichtunabhängige Aushärtung in den Tiefen der Kavität [LUTZ et. al. 1992]. Bei neueren Materialien lassen sich durch die Kombination von Basispasten unterschiedlicher Viskosität mit Katalysatorpasten unterschiedlicher Shades die gewünschten Mischungen herstellen.

1.2 Dentin

Bereits 1961 wurden an der Universität von Indiana/USA in einem Workshop die Eigenschaften eines idealen Dentinhaftvermittlers formuliert [PHILLIPS et al. 1961]:

- Hohe Haftfestigkeit am Dentin sofort nach Legen der Füllung und mit dauerhafter Wirkung
- Gleiche Haftfestigkeit zum Schmelz wie zum Dentin
- Gute Biokompatibilität
- Minimierte Randspalten im Bereich der Füllungsränder
- Prävention vor Sekundärkaries und Randverfärbungen
- Einfache Verarbeitbarkeit
- Gute Lagerfähigkeit
- Kompatibilität zu anderen Kunststoffen

1.2.1 Dentinstruktur

Das Dentin umgibt mit seiner Dreischichtung (Manteldentin, zirkumpulpales Dentin und Prädentin) die Pulpa des Zahnes. Es macht den größten Bestandteil des menschlichen Zahnes aus und ist aus organischen (30Vol.-%) und anorganischen (45Vol.-%) Anteilen, sowie Wasser (25Vol.-%) aufgebaut [SCHROEDER 1982]. Die organische Matrix besteht zu 91-92% aus Kollagenen, vornehmlich vom Typ I, und zu 8-9% aus nicht-kollagener Grundsubstanz [SMILLIE 1973]. Der anorganische Anteil des Dentins beinhaltet hauptsächlich die Mineralien Kalzium und Phosphat, welche zusammen das Hydroxylapatit bilden.
Das gesamte Dentin wird von den Dentinkanälchen (Dentintubuli) durchzogen. Diese beinhalten die Zellfortsätze der Odontoblasten und verlaufen leicht geschwungen senkrecht von der Pulpa-Dentin-Grenze quer durch das Dentin bis hin zur Schmelz-Dentin-Grenze bzw. zur Zement-Dentin-Grenze. Der Flächenanteil der Dentinkanälchen ist pulpanah am größten (ca. 45000 pro mm²) und nimmt in Richtung Schmelz-Dentin-Grenze ab [LEHMANN et al. 1998]. Die Dentintubuli sind mit peritubulärem Dentin ausgekleidet. Dieses ist homogener und bis zu 9% stärker mineralisiert und weniger säureresistent als die Masse des intertubulären Dentins, welches zwischen den Kanälchen liegt [MILLER et al. 1971, LUTZ et al. 1993]. Im

pulpanahen Bereich werden etwa 22%, pulpafern hingegen nur etwa 1% der Oberfläche durch die Dentinkanälchen eingenommen. Aus diesem Grund nehmen in Richtung Pulpa-Dentin-Grenze die Anteile des intertubulären Dentins ab und die des peritubulären Dentins zu [KETTERL 1961, PASHLEY 1989].
Zwischen dem peritubulären Dentin und dem Odontoblastenfortsatz befindet sich Dentinliquor. Dieser ähnelt bezüglich seiner Zusammensetzung (z.B. Natrium- und Kaliumionen) der interstitiellen Flüssigkeit [COFFEY et al. 1970] und spielt für die Sensibilität des Dentins eine entscheidende Rolle. Flüssigkeitsbewegungen innerhalb der Dentintubuli führen zu einer Reizübertragung infolge einer Depolarisation der Axone von Aδ-Fasern [hydrodynamische Theorie BRANNSTRÖM 1966] und somit zu Schmerzempfindlichkeit [BRANNSTRÖM et al. 1967].
Bei der Präparation eines Zahnes kommt es zwangsläufig zur Eröffnung der Dentinkanälchen. Es entsteht eine offene Dentinwunde, die aufgrund des Pulpeninnendrucks Dentinliquor entlang der Dentinkanälchen nach außen strömen lässt, was deshalb auch als intrinsische Feuchtigkeit bezeichnet wird. Aus diesem Grund lässt sich Dentin in vivo nicht absolut trocknen. Dieses Phänomen ist bei der Adhäsion des hydrophoben Komposits zu berücksichtigen.

Bei der Präparation von Zahnhartsubstanz entsteht eine 1-5µm dicke Schmierschicht (Smear layer) [PASHLEY 1989], welche aus 0,5-15µm großen Partikeln der Zahnhartsubstanz, Kollagen-, Blut- und Speichelbestandteilen, sowie Bakterien und deren Stoffwechselprodukten besteht [EICK et al. 1970]. Einerseits kommt es hierdurch zu einer Verpfropfung der Dentinkanälchen, andererseits überzieht der Smear layer flächig das präparierte Dentin, was zu einer Herabsetzung der Dentinpermeabilität führt [PASHLEY et al. 1981, PASHLEY 1989].
Da die Schmierschicht weder abspülbar, noch mechanisch zu entfernen ist [PASHLEY 1989], erschwert sie die Adaptation der Restaurationsmaterialien auf der Zahnoberfläche [POWIS et al. 1982]. Ebenso beeinträchtigt die Schmierschicht die Haftung von Kunststoffen und sollte deshalb entfernt oder modifiziert werden [HALLER 1994]. Die Schmierschicht zu imprägnieren und in den adhäsiven Verbund mit einzubeziehen hat sich als nicht dauerhaft stabil erwiesen [PASHLEY 1991, ERICKSON 1992].

1.2.2 Mechanismen der Dentinhaftung

Noch bis vor dreißig Jahren versuchte man, eine primär chemische Bindung des Komposits an das Dentin zu erreichen [ASMUSSEN 1985b]. Ohne Vorbehandlung der Schmierschicht sollte eine Kopolymerisation zwischen dem Adhäsiv und dem Komposit stattfinden. Die erreichte Dentinhaftung von nur 2-6 MPa, die auf Ionenbindungen mit den Kalziumionen des Dentins zurückgeführt wurde, nahm im Laufe der Zeit weiter stark ab [ELIADES et al. 1985].

Die nächsten Generationen von Dentinhaftvermittlern machten meist eine Entfernung der Schmierschicht erforderlich. Diese sind auch heutzutage teilweise noch weit verbreitet.

Im Folgenden werden die grundlegenden Mechanismen der Dentinhaftung erläutert:

a) Zottenbildung:
Durch die in die Dentintubuli eingedrungenen Monomergemische bilden sich nach der Aushärtung Kunststoffzapfen, die auch als „Tags“ bezeichnet werden [LUTZ et al. 1993, EICK et al. 1997]. Durch den Verbund der „Tags“ mit dem demineralisierten peritubulären Dentin kommt es zu einer verbesserten Verbundfestikeit [VAN MEERBEEK et al. 1992, PASHLEY et al. 1992]. Trotz einer Länge von bis zu 50µm tragen die Tags mit maximal 1 bis 6 MPa eher wenig zur Dentinhaftung bei [PRATI et al. 1990, PASHLEY et al. 1992].

b) Hybridschicht:
Aus der Durchdringung der konditionierten Dentinoberfläche mit einem Adhäsiv resultiert nach dessen Lichthärtung eine so genannte Hybridschicht [NAKABAYASHI 1992] oder Kunststoff-Dentin-Interdiffusionszone [VAN MEERBEEK et al. 1993]. Ihre Dicke ist unter anderem abhängig von der anatomischen Anordnung der Dentinkanälchen [SCHUEPBACH et al. 1994].
Diese mit Kunststoff durchsetzte Dentinschicht trägt stärker zur Dentinhaftung bei als die Kunststoff-Tags in den Dentintubuli [VAN MEERBEEK et al. 1993].

Somit beruht die Dentinhaftung auf einem Zusammenspiel von Hybridschicht, intratubulären Tags und der Adhäsion des Komposits an dem mit Monomeren infiltrierten Dentin [EICK et al. 1997].

1.2.3 Dentinhaftvermittler

Ein direkter chemischer Verbund zwischen dem Dentin und dem Komposit ist bis heute nicht nachgewiesen. Stattdessen werden Dentinadhäsive verwendet, um einen Verbund zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit herzustellen.
Auf dem Dentalmarkt findet sich mittlerweile eine Vielzahl verschiedenartiger Adhäsivsysteme. Zu unterscheiden sind Etch&Rinse - Systeme mit Drei- und Zwei-Schritt-Applikation, sowie selbstkonditionierende Systeme mit Zwei- und Ein-Schritt-Applikation. Diese Systeme sind in Tabelle 1 aufgelistet und werden nachfolgend beschrieben.

Tabelle 1 Einteilung der Dentinhaftvermittler

Etch&Rinse - Systeme		Selbstkonditionierende Systeme	
3 Schritte	2 Schritte	2 Schritte	1 Schritt
Konditioner	Konditioner	Selbst-konditionierender Primer	Selbst-konditionierendes Primer-Adhäsiv
Primer	Primer-Adhäsiv		
Adhäsiv		Adhäsiv	

1.2.3.1 Etch&Rinse - Systeme

a) Drei-Schritt-Systeme

Dentinkonditionierung

Der Vorgang der Dentinätzung und damit der Schmierschichtentfernung wird auch als Konditionierung bezeichnet. Als Konditionierungsmittel kommen entweder 5-16% EDTA, 10-40% Phosphorsäure, 10% Maleinsäure, 2,5% Salpetersäure, 10% Zitronensäure oder Oxalsäure zum Einsatz [VAN MEERBEEK et al. 1992]. Diese Ätzmittel müssen nach einer bestimmten Einwirkzeit wieder abgespült werden.

Je nach Konzentration der Säure kommt es dabei zu einer partiellen oder totalen Auflösung der Schmierschicht. Die zusätzliche Demineralisation des Dentins führt durch selektive Entfernung von Kalziumphosphaten aus dem oberflächlichen Dentin (1-7,5µm) zur Freilegung von Kollagenfasern [VAN MEERBEEK et al. 1994]. Dieses Netzwerk von Kollagenfasern hat seine mineralisierte Stütze verloren und fällt nach zu starker Trocknung des Dentins wie ein dichtes Bündel auf das darunterliegende Dentin [VAN MEERBEEK et al. 1994]. Aus diesem Grund werden heute bei Verwendung dieser Systeme lediglich Wasserüberschüsse von der Dentinoberfläche entfernt, aber das Dentin nicht exzessiv trockengeblasen. Diese sogenannte Moist-Bonding-Technik gewährleistet durch das zurückbleibende Wasser ein Offenhalten der interfibrillären Hohlräume im kollagenen Fasergeflecht [PASHLEY et al. 1994] und wird in mehreren Studien beschrieben [HALLER 1994, HALLER et al. 1999, MOLL et al. 2002]. Somit besteht für die später aufgetragenen hydrophilen Monomere die Möglichkeit, das demineralisierte Kollagengeflecht zu durchdringen [VAN MEERBEEK et al. 1992] und eine mikromechanische Verankerung in Form der oben beschriebenen Hybridschicht zu bewerkstelligen [NAKABAYASHI 1992]. Zusätzlich findet eine Freilegung des Tubulussystems sowie eine Ätzung des peritubulären Dentins statt [LUTZ et al. 1993].

Heute wird dazu meist 35-40%ige Phosphorsäure verwendet. Es wird eine gleichzeitige Schmelz- als auch Dentinätzung, die sogenannte Totalätztechnik, durchgeführt. Dabei ist vor allem die Einwirkzeit am Dentin zu beachten, um eine zu große Demineralisationstiefe, eine Kollagendenaturierung und eine zu starke Erhöhung der Dentinpermeabilität zu vermeiden [LUTZ et al. 1993]. Da die so verursachten Effekte zu einer verminderten Haftvermittlung führen, sollte die Säure

auf dem Dentin nicht länger als 15-20s einwirken [HELLWIG et al.1999]. Um an präpariertem Schmelz ein ausreichendes Ätzmuster zu erhalten, sollte die Säureeinwirkzeit hingegen etwa 30s betragen, weshalb mit der Applikation des Ätzgels auf dem Schmelz begonnen werden sollte. Nach einer Einwirkzeit von 15s wird die Säure dann auf das Dentin appliziert, wo sie weitere 15s einwirkt [HALLER et al. 2003].

Primer

Nach der oben beschriebenen Säurekonditionierung wird ein Primer appliziert und nach der vorgegebenen Einwirkzeit getrocknet. Primer bestehen aus in Wasser, Ethanol oder Aceton gelösten Monomeren oder Monomergemischen, die nach dem Verdunsten des Lösungsmittels auf dem Dentin zurückbleiben und unmittelbar an der Komposit - Dentinhaftung beteiligt sind [HALLER 1992]. Primermonomere weisen amphiphile Eigenschaften auf. Mit ihren hydrophilen Anteilen bewirken sie eine ausreichende Benetzung der feuchten Dentinoberfläche, mit ihren hydrophoben Anteilen co-polymerisieren sie mit dem danach applizierten hydrophoben Adhäsiv [VAN MEERBEEK et al.1994]. Durch das Auftragen des Primers wird die Oberflächenenergie des Dentins erhöht und seine Benetzung mit dem anschließend applizierten Adhäsiv verbessert [HALLER et al. 2003].
Das Lösungsmittel (Ethanol, Aceton oder Gemische) begünstigt aufgrund seiner wasserabstoßenden Eigenschaften und seiner Flüchtigkeit eine gute Ausbreitung der Monomere auf der feuchten Dentinoberfläche [VAN MEERBEEK et al.1994]. Damit eine optimale Infiltration des Primers in das Kollagengeflecht stattfinden kann, ist eine Abstimmung der Monomere und des Lösungsmittels erforderlich [HALLER et al. 2003].

Adhäsiv

Im Anschluss an die Primer-Behandlung wird ein niedrigviskoses, hydrophobes Adhäsiv aufgetragen. Durch Penetration in das vorbehandelte Dentin und anschließende Polymerisationsreaktion verbindet sich das Adhäsiv über intratubuläre Zapfenbildung und der Bildung einer Hybridschicht fest mit dem Dentin [LUTZ et al. 1993]. Um ein vollständiges Eindringen des Adhäsivs in das Dentin zu erreichen, benötigt es vor der Aushärtung ausreichend Zeit (ca. 10s). Eine Ausdünnung mit Druckluft ist zu vermeiden, da es sonst zu Lufteinschlüssen im Adhäsiv und dadurch

zu einer unvollständigen Polymerisation kommt. Die Folge wäre ein schlechterer Verbund zwischen Dentin und Komposit [HELLWIG et al. 1999].

b) Zwei-Schritt-Systeme

Inzwischen werden immer stärker vereinfachte Adhäsivsysteme entwickelt, um eine schnellere, anwenderfreundlichere und weniger fehleranfällige Verarbeitung zu erreichen [TAY et al. 2002a].
Bei den Zwei-Schritt-Systemen wird ähnlich wie bei den Drei-Schritt-Systemen zunächst eine Konditionierung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure durchgeführt. Anschließend wird ein so genanntes Primer-Adhäsiv aufgetragen. Hierbei handelt es sich um eine Lösung, die die Funktion von Primer und Adhäsiv zusammenfasst und auch als Ein-Flaschen-Adhäsiv bezeichnet wird [HALLER et al. 2003]. Ursprünglich wurde diese vereinfachte Adhäsivform für Kompomere entwickelt, findet aber heutzutage immer mehr Einsatz im Bereich der Kompositrestaurationen [HALLER 1996].

1.2.3.2 Selbstkonditionierende Systeme

a) Zwei-Schritt-Systeme

Bei diesen Systemen wird zunächst ein selbstkonditionierender Primer aufgetragen, der die Funktion von Säure und Primer übernimmt. Anschließend wird ein Adhäsiv appliziert.

Selbstkonditionierende Primer
Anstelle eines Ätzgels und eines Primers werden auch selbstkonditionierende Primer verwendet. Diese enthalten organische Säuren (z.B. 0,8-4% Maleinsäure) oder saure Monomere [LUTZ et al. 1993, HALLER 1994].
Durch die Applikation derartiger Primer wird das intertubuläre Dentin ebenfalls demineralisiert. Dabei kommt es zu einer teilweisen oder totalen Auflösung der Schmierschicht und dadurch zu einer Erhöhung der Permeabilität [HALLER 1992, VAN MEERBEEK et al. 1992, SCHALLER et al. 1993]. Gleichzeitig dringen die Monomere in das Kollagenfasergeflecht ein. Somit besteht zu keiner Zeit ein

ungeschütztes Kollagenfasergeflecht, wie es bei den Etch&Rinse - Systemen der Fall ist, und das Tocknen der wasserhaltigen Dentinprimer führt zu keiner Beeinträchtigung der Haftung [HALLER et al. 2003]. Somit fällt bei Anwendung dieser Systeme nicht nur ein Arbeitsschritt weg, sondern auch das Handling wird vereinfacht.
Selbstkonditionierende Primer mussten früher aus 2 Lösungen angemischt werden. Heutzutage werden sie in einer Flasche angeboten, da sie Monomere enthalten, die ausreichend hydrolysestabil sind. Nach Herstellerangaben wird die Lösung appliziert, mit Luft verblasen, jedoch im Gegensatz zu den Etch&Rinse - Systemen nicht mehr abgespült.

Adhäsiv

Nach der Vorbehandlung mit selbstkonditionierenden Primern wird bei den Zwei-Schritt-Systemen ein Adhäsiv aufgetragen und lichtgehärtet. Das Adhäsiv stellt auch hier den Verbund zwischen dem vorbehandelten Dentin und dem Komposit her.

b) Ein-Schritt-Systeme

Die Ein-Schritt-Systeme erfordern nur noch einen Verarbeitungsschritt. Die ursprüngliche getrennte Anwendung von Ätzmittel, Primer und Adhäsiv wird bei diesen so genannten „All-in-one-Adhäsiven“ in einer Flüssigkeit vereint. Diese enthält hydrophile und hydrophobe Monomere sowie Monomere mit Säureestern [HALLER et al. 2003].

1.3 Problemstellung und Zielsetzung

Über die Dentinhaftfestigkeit vereinfachter Adhäsivsysteme bei Verwendung lichthärtender Komposite liegen zahlreiche Studien vor [CARDOSO et al. 2001, ARMSTRONG et al. 2003, MOLL et al. 2002].

Allerdings spielen auch chemisch- und dualhärtende Komposite im klinischen Alltag nach wie vor eine Rolle, wie z.B. bei der Anfertigung von Aufbaufüllungen oder bei der Adhäsivbefestigung von zahnfarbenen Inlays/Onlays und Veneers [KREJCI et al. 1992].

Es wurde gezeigt, dass die Wirksamkeit von vereinfachten Adhäsivsystemen vom Härtungsmechanismus des Komposits abhängig sein kann. Dabei wird eine Inaktivierung der Initiatoren für den chemischen Härtungsmechanismus durch saure Bestandteile der betreffenden Bondingsysteme angenommen [TAY et al. 2003a]. In diesem Zusammenhang wurde gezeigt, dass der Haftfestigkeitsverlust bei Verwendung chemisch härtender Komposite mit steigendem Säuregehalt der Adhäsivsysteme zunimmt [SANARES et al. 2001]. Dies wird auf eine Wechselwirkung zwischen den tertiären Aminen im chemisch härtenden Komposit und den ungehärteten sauren Monomeren in der Sauerstoffinhibitionsschicht des Adhäsivs zurückgeführt. Hierdurch werden die tertiären Amine an der Teilnahme an der Redox-Reaktion gehindert und es kommt zu einer unvollständigen Aushärtung der Komposite [TAY et al. 2003a].

Um dieser Unverträglichkeit entgegenzuwirken, wurden von einigen Herstellern spezielle Aktivatoren zur Dualhärtung der Adhäsive entwickelt. Die meisten dieser Aktivatoren enthalten Salze von aromatischen Sulfinsäuren, die mit sauren Monomeren reagieren können. Die dabei freigesetzten Radikale regen die Polymerisation der chemisch härtenden Komposite an [TAY et al. 2003b]. Diese Aktivatoren werden unterschiedlich eingesetzt. Entweder werden sie mit dem Adhäsiv vermischt, wie z.B. bei Prime&Bond NT und OptiBond Solo plus, oder sie werden mit speziellen Mikrobürsten, deren Borsten mit Initiatoren beschichtet sind, angeboten (z.B. Excite DSC).

Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss des Komposit - Härtungsmodus auf die initiale Dentinhaftung von acht aktuellen Haftvermittlersystemen zu überprüfen. Im Vergleich zu einem klinisch erfolgreich verwendeten Etch&Rinse - Drei-Schritt-System wurden drei Etch&Rinse - Zwei-Schritt-Systeme und fünf selbstkonditionierende Systeme untersucht.

Des Weiteren wurde überprüft, ob durch die Verwendung von Aktivatoren zur Dualhärtung das Verhalten der betreffenden Adhäsivsysteme in Kombination mit chemisch- bzw. lichthärtenden Kompositen beeinflusst wird.

Durch die Auswahl der zu untersuchenden Haftvermittlersysteme war es schließlich außerdem möglich, die Effizienz von Systemen mit getrennter Applikation von Primer und Adhäsiv mit der von Primer-Adhäsiven zu vergleichen.

2 Material und Methode

2.1 Herstellung der Prüfkörper

Eine schematische Darstellung der Probenherstellung zeigt Abbildung 1 auf Seite 23.

2.1.1 Präparation der Dentintestflächen

Für die Untersuchungen wurden 260 extrahierte, karies- und füllungsfreie menschliche Weisheitszähne mit weitgehend oder vollständig abgeschlossenem Wurzelwachstum verwendet. Diese wurden bis zur Probenherstellung in einer 1%igen Chloraminlösung gelagert und vor der Weiterverarbeitung mit einem Skalpell mechanisch gereinigt.
Mittels einer wassergekühlten Kreissäge (WOKO 50 Med, Conrad) wurde die Zahnkrone senkrecht zur Zahnachse bis etwa zum Äquator der klinischen Krone abgetrennt. Anschließend wurden die so exponierten Dentinareale mit einer rotierenden Sandpapierscheibe (WOCO SF 20, Conrad / Körnung 800) unter Wasserkühlung plangeschliffen. Es wurde durch optische Kontrolle mit einer zweifach vergrößernden Lupe sichergestellt, dass weder Schmelzareale noch eröffnete Pulpahörner auf den Schlifffflächen zu finden waren. Vor der Einbettung wurden mit einer rotierenden Diamantwalze Retentionshilfen in Form von seitlichen Einkerbungen entlang der Wurzeln eingefräst.

2.1.2 Einbettung der Testzähne

Die Testzähne wurden in Kaltpolymerisat (Paladur klar, Kulzer) eingebettet. Hierzu wurde auf eine Glasplatte ein doppelseitiges Klebeband (Tesa) aufgeklebt und die Testzähne mit der Schlifffläche auf der Klebefolie fixiert. Anschließend wurden Messinghülsen (Durchmesser: innen 12mm, außen 14mm, Höhe 15mm) so über die Zähne gestülpt, dass die plangeschliffenen Zahnflächen genau im Zentrum des Hülsendurchmessers zu liegen kamen. Dies konnte mit einem Blick durch die Glasplatte von unten kontrolliert werden. Nun wurden die Hülsen mit Kaltpolymerisat vollständig aufgefüllt. Nach Aushärtung des Einbettkunststoffes wurden die Hülsen

im noch warmen Zustand von dem Klebeband abgezogen. Um Klebstoffreste auf den Dentinflächen zu vermeiden, wurden die Testflächen mit Bimspulveraufschwemmung und einem rotierenden Ziegenhaarbürstchen gereinigt. Anschließend wurden die Dentinflächen gründlich mit Wasser abgesprüht und die eingebetteten Zähne bis zur Weiterverarbeitung in destilliertem Wasser gelagert.

2.1.3 Vorbehandlung der Testflächen

Um überschüssiges Wasser auf den Dentinflächen zu entfernen, wurden die Proben vor der Anwendung der Adhäsivsysteme im Sinne der Moist-Bonding-Technik mit einem kurzen Luftstoß getrocknet.
Die verwendeten Adhäsivsysteme wurden entsprechend der Angaben der Hersteller verarbeitet. Pro Adhäsiv wurden jeweils 20 Proben angefertigt. Bei jeweils der Hälfte der Proben (n=10) wurde ein lichthärtendes Komposit (Brilliant) beziehungsweise ein chemisch härtendes Komposit (Brilliant MH) verwendet. In Tabelle 2 sind die Bezeichnungen der einzelnen Versuchsserien dargestellt. Tabelle 3 zeigt die Zusammensetzung der Dentinhaftvermittler, deren Verarbeitung in den Tabellen 4 und 5 näher beschrieben ist.

Tabelle 2 Bezeichnungen der Versuchsserien

Haftvermitter	Lichthärtendes Komposit (Brilliant A2)	Chemisch härtendes Komposit (Brilliant MH A2)	Summe
OptiBond FL	A1 - A10	M1 - M10	20
Excite	B1 - B10	N1 - N10	20
Excite DSC	C1 - C10	O1 - O10	20
Prime&Bond NT	D1 - D10	P1 - P10	20
Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator	E1 - E10	Q1 - Q10	20
OptiBond Solo Plus	F1 - F10	R1 - R10	20
OptiBond Solo Plus mit Dual Cure Activator	G1 - G10	S1 - S10	20
OptiBond Solo Plus Self Etch	H1 - H10	T1 - T10	20
OptiBond Solo Plus Self Etch mit Dual Cure Activator	I1 - I10	U1 - U10	20
Prompt-L-Pop	J1 - J10	V1 - V10	20
Clearfil SE Bond	K1 - K10	W1 - W10	20
Xeno III	L1 - L10	X1 - X10	20
AdheSE	Y1 - Y10	Z1 - Z10	20
Summe	130	130	260

Tabelle 3 Chemische Zusammensetzung und Chargenbezeichnung der untersuchten Haftvermittler

Haftvermittler (Hersteller)	**Komponenten und Chargenkennzeichnung**	**Zusammensetzung**
Optibond FL (Kerr)	Ätzgel Kerr Etchant (Lot: 106285; Exp: 2004/06): Primer (Lot: 202B52; Exp: 2003/11): Bonding (Lot: 204263; Exp: 2003/10):	37,5%Phosphorsäure 30% HEMA, 10% GPDM, 15% PAMA, 1%KC, 22% Ethanol, 22% Wasser 25,7%Bis-GMA, 19,2% HEMA, 6,5% GDMA, 42,2% Ba-Al-Borsilikatglas, 2,6% Silikatglas, 1,9%Na2SiF6, 0,3% KC
Excite (Ivoclar Vivadent)	Ätzgel (Lot: E 50430; Exp: 2003/12): Bonding (Lot: E 53526; Exp: 2004/08): Bonding DSC (Lot: E 56531; Exp: 2004/12):	37%Phosphorsäure HEMA, Dimethacrylate, Phosporsäureacrylat, hochdisperses Siliciumdioxid, Initiatoren und Stabilisatoren in alkoholischer Lösung HEMA, Dimethacrylate, Phosphorsäureacrylat, hochdisperses Siliciumdioxid, Initiatoren und Stabilisatoren in alkoholischer Lösung, der Excite DSC Brush ist mit Initiatoren beschichtet
Prime & Bond NT (Dentsply)	Conditioner 36 Gel (Lot: 9808000741; Exp: 2003/06): Bonding (Lot: 0109001070; Exp: 2003/09): Self Cure Activator (Lot: 010912; Exp: 2004/09):	36% Phosphorsäure Di- und Trimethacrylat-Harze, funktionalisiertes amorphes Siliciumdioxid, PENTA, Lichtinitiatoren, Stabilisatoren, Cetylaminhydrofluorid, Aceton Aromatisches Natriumsulfinat, Initiatoren für die Selbsthärtung, Aceton, Ethanol
OptiBond Solo Plus (Kerr)	Ätzgel Kerr Etchant (Lot: 110409; Exp: 2004/11): Self etch primer (Lot: 204D42; Exp: 2004/04): Bonding (Lot: 110173; Exp: 2003/10): Activator (Lot: 112196; Exp: 2003/09):	37,5% Phosphorsäure Ethanol, Wasser, Alkyl-Di-Methacrylat Harze, Aktivatoren, Stabilisatoren Bis-GMA, HEMA, GPDM, Ethanol, KC, anorganische Füllstoffe Ethanol, Bis-GMA, HEMA, Benzoeschwefelsäure-Salze
Adper Prompt L-Pop (Espe)	Einmalapplikator (Lot: 131690; Exp: 2004/01):	Rote Kammer: Methacrylierte Phosphate, Initiatoren, Stabilisatoren Gelbe Kammer: Wasser, Fluoridkomplex, Stabilisatoren
Clearfil SE Bond (Kuraray)	Primer (Lot: 00245B; Exp: 2004/01) : Bond (Lot: 00285A; Exp: 2004/01):	MDP, HEMA, hydrophiles Dimethacrylat, KC, N-N-Diethanol-p-Toluidin; Wasser MDP, Bis-GMA, HEMA, hydrophiles Dimethacrylat, KC, N,N-Diethanol-p-Toluidin, kolloides Siliziumoxyd.
Xeno III (Dentsply-Detrey)	Flüssigkeit A (Lot: 0206000382; Exp: 2004/05): Flüssigkeit B (Lot: 0206000381; Exp: 2004/05):	HEMA, Wasser, Ethanol, BHT, Hochdisperses Siliziumdioxid Pyro-EMA, PEM-F, Urethandimethacrylat, BHT, KC, Ethyl-4-dimethylaminobenzoat
AdheSE (Ivoclar Vivadent)	AdheSE Primer (Lot: E 35881; Exp: 2003/09): AdheSE Bonding (Lot: E 35881; Exp: 2003/09):	Dimerthacrylat, Phosponsäureacrylat, Initiatoren und Stabilisatoren in wässriger Lösung HEMA, Dimethacrylate, Siliziumdioxid, Initiatoren und Stabilisatoren

*HEMA: 2-Hydroxyethylmethacrylat, BHT: Butylhydroxytoluol, BisGMA: Bisphenol A diglycidylmethacrylat, BisEMA: Bisphenol A diethoxymethacrylat, TEGDMA: Triethylenglycoldimethacrylat, PENTA: Dipentaerytritolpentacrylat-Phosphorsäure-Monomer, PAMA: Phtalsäure-monomethacrylat, GPDM: Glycerolphosphatdimethacrylat, GDMA: Glycerol-dimethacrylat, KC: Kampferchinon, MDP: 10-Methacrylat-oxydecyl Dehydrogenphosphat, EGDMA: Ethylenglycoldimethacrylat, TMPTMA: Trimethylolpropantrimethacrylat, Pyro-EMA: Phosphorsäure-modifiziertes Methacrylat, PEM-F: Monofluorophoshazen-modifiziertes Polymethacrylat

Tabelle 4 Verarbeitung der untersuchten Etch&Rinse - Haftvermittlersysteme
LC = Adhäsiv lichthärtend, DC = Adhäsiv dualhärtend (mit Dual Cure Activator)

Haftvermittler Etch&Rinse	**Applikations-Schritte**	**Härtung**	**Verarbeitung**
Optibond FL	3	LC	Ätzgel: Auf Dentin 15s applizieren, mit Wasser 15-30s absprühen, 5s mit Luft trocknen Primer: Mit Kerr Applikator auf Dentinfläche 15s einmassieren, 5s mit Luft trocknen Bonding: Mit Kerr Applikator gleichmäßig auftragen, 30s lichthärten
Excite	2	LC	Ätzgel: Auf Dentin auftragen und 10-15s einwirken lassen, mit Wasser mind. 5s absprühen, leicht trocknen Bonding: Mit Vivadent Applikator dick auftragen, 10s einmassieren, verblasen damit eine gleichmäßige Schichtstärke entsteht, lichthärten 20s
Excite DSC (dual härtend)	2	DC	Ätzgel: Auf Dentin auftragen und 10-15s einwirken lassen, mit Wasser mind. 5s absprühen, leicht trocknen Bonding: Aktivierung des soft touch Single-Dose Behälters -> Applikationsbrush und die Initiatoren kommen in Kontakt mit der Adhäsivflüssigkeit; mit Vivadent Applikator dick auftragen, 10s einmassieren, verblasen damit eine gleichmäßige Schichtstärke entsteht, lichthärten 20s
Prime&Bond NT	2	LC	Ätzgel: Auf Dentin auftragen, 15s einwirken lassen, mit Wasser absprühen (mind. 15s), leicht trocknen Bonding: Mit Applikator Tip auftragen, 20s einwirken lassen, 5s verblasen, 10s lichthärten
Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator	2	DC	Ätzgel: Auf Dentin auftragen, 15s einwirken lassen, mit Wasser absprühen (mind. 15s), leicht trocknen Bonding: 1-2 Tropfen Prime&Bond NT in eine Mischschale geben, die gleiche Anzahl an Tropfen Self-Cure Aktivator dazugeben, 1-2s mischen. Mit Applikator Tip auftragen, 20s einwirken lassen, 5s verblasen, 10s lichthärten
OptiBond Solo Plus	2	LC	Äztgel: Dentin 15s ätzen, 15-20s mit Wasser absprühen, 5s mit Luft trocknen Bonding: OptiBond Solo Plus 15s auf Dentinfläche auftragen, 3s mit Luft verblasen, 20s lichthärten
OptiBond Solo Plus mit Dual Cure Activator	2	DC	Ätzgel: Dentin 15s ätzen, 15-20s mit Wasser absprühen, 5s mit Luft trocknen Bonding: Je einen Tropfen OptiBond Solo Plus und Opti Bond SoloPlus Aktivator in ein Mischnäpfchen geben, 3s mischen, Mischung 15s auf die Dentinfläche auftragen, 3s verblasen, 20s lichthärten

Tabelle 5 Verarbeitung der untersuchten selbstkonditionierenden Haftvermittlersysteme
LC = Adhäsiv lichthärtend, DC = Adhäsiv dualhärtend (mit Dual Cure Activator)

Haftvermittler Self Etch	**Applikations-Schritte**	**Härtung**	**Verarbeitung**
OptiBond Solo Plus Self Etch	2	LC	Primer: 15s auftragen, verblasen 3s Bonding: OptiBond Solo Plus 15s auf Dentinfläche auftragen, 3s mit Luft verblasen, 20s lichthärten
OptiBond Solo Plus Self Etch mit Dual Cure Activator	2	DC	Primer: 15s auftragen, verblasen 3s Bonding: Je einen Tropfen OptiBond Solo Plus und OptiBond Solo Plus Aktivator in ein Mischnäpfchen geben, 3s mischen, Mischung 15s auf die Dentinfläche auftragen, 3s verblasen, 20s lichthärten
Clearfil SE Bond	2	LC	Primer: mit Pinsel auftragen, 20s einwirken lassen, mit leichtem Luftstrom Lösungsmittel verdampfen; Bonding: mit Pinsel auftragen, mit leichtem Luftstrom Bond zu einem gleichmäßigen Film verblasen, 10s lichthärten
AdheSE	2	LC	Primer: in ausreichender Menge applizieren. Nach vollständiger Benetzung der Kavitätenflächen Primer 15s einmassieren. Insgesamt 30s Einwirkzeit. Überschuss verblasen. Bonding: auftragen, Überschuss mit frischem Applikator entfernen. Alle Flächen müssen bedeckt sein. 10s lichthärten
Xeno III	1	LC	Gleiche Mengen von A und B in ein Dappenglas geben. Flüssigkeiten 5s mit Applikatortip durchmischen; auftragen, 20s einwirken lassen, mit Druckluft Adhäsiv ausbreiten; 10s lichthärten.
Adper Prompt L-Pop	1	LC	Rotes Flüssigkeitsreservoir ausdrücken, an Verbindungsstelle zum gelben Reservoir umknicken, gelbes Reservoir ausdrücken; sobald Flüssigkeit in den grünen Blister geflossen ist, den Einmalapplikator hin und her drehen. Applikator entnehmen, 15s unter Druck einmassieren, verblasen, 10s lichthärten

2.1.4 Applikation des Komposits

Als Komposit wurden ein lichthärtendes Komposit (Brilliant Farbe A2) und ein chemisch härtendes Komposit (Brilliant MH Farbe A2) der Firma Coltène verwendet. Die Zusammensetzungen sind in Tabelle 6 zu sehen.
Die gezielte Applikation des Komposits an die vorbehandelte Dentinfläche erfolgte mit Hilfe einer Applikationshilfe, die auf die Größe der Messinghülse genau abgestimmt war. An der Oberseite der Applikationshilfe befindet sich eine kreisrunde Bohrung mit einem Durchmesser von ca. 5mm zur Aufnahme einer kleinen Aluminiumhülse. Diese Aluminiumhülse hat ein konisches Innenlumen mit einem Innendurchmesser von 3mm am unteren Rand und ein Außengewinde.
Zuerst wurde eine Aluminiumhülse und anschließend die vorbehandelte Probe so in die Applikationshilfe eingebracht, dass durch die Aluminiumhülse auf die Zahnfläche geschaut werden konnte. Danach erfolgte eine Fixierung der Applikationshilfe mittels einer Konterschraube. In das Lumen der Aluminiumhülse konnte nun das jeweilige Komposit eingefüllt werden, so dass die standardisierte Klebefläche von 7,07mm² vorlag.

2.1.4.1 Vorgehen bei Brilliant

Für jedes Adhäsiv wurde eine Serie von 10 Zähnen mit dem lichthärtenden Feinhybridkomposit Brilliant verarbeitet. Mit einem Planstopfer (Aesculap DE 126) wurde eine erste Schicht Komposit (1,5mm) in die Aluminiumhülse appliziert. Anschließend wurde diese 60s mit einer Lichtintensität von 550 mW/cm² lichtgehärtet (Lichthärtegerät Spectrum 800 / Dentsply De Trey).
Danach wurde die zweite Kompositschicht (1,5mm) appliziert und wiederum 60s lichtgehärtet. Nun wurde die Applikationshilfe geöffnet und die fertige Probe entnommen.

2.1.4.2 Vorgehen bei Brilliant MH

Jeweils 10 Zähne jedes Adhäsivs wurden mit dem chemisch härtenden Feinhybridkomposit Brilliant MH verarbeitet. Gleiche Mengen von Base und Catalyst wurden auf einem Anmischblock mit Hilfe eines Kunststoffspatels gründlich miteinander vermischt. Anschließend wurde das Komposit in einer Schicht in die Hülse gefüllt und mit einem Planstopfer (Aesculap DE 126) an die Zahnfläche angedrückt. Nach der Aushärtungszeit von 10 Minuten wurde die Applikationshilfe geöffnet.

Tabelle 6 Zusammensetzung und Verarbeitung der untersuchten Komposite

Restaurationsmaterial (Hersteller)	**Zusammensetzung und Chargenkennzeichnung**	**Verarbeitung**
Brilliant (Coltène)	Brilliant-Dentin A2 (Lot: LEO 18; Exp: 2005/05) BisGMA, BisEMA, TEGDMA, Bariumglas silanisiert, Amorphe Kieselsäure, hydrophobiert	Applikation des Komposits in die Aluminiumhülse direkt aus den Komposit-Tips.
Brilliant MH (Coltène)	Brilliant MH A2 Base (Lot: LFO67; Exp: 2004/06) Catalyst (Lot: LFO67; Exp: 2004/06) BisGMA, EGDMA, TMPTMA, Bariumglas silanisiert, amorphe Kieselsäure, hydrophobiert	Base und Catalyst im Verhältnis 1:1 auf den Mischblock auftragen und mischen, Mischzeit max. 30s.

* BisGMA: Bisphenol A diglycidylmethacrylat, BisEMA: Bisphenol A diethoxymethacrylat, TEGDMA: Triethylenglycoldimethacrylat, EGDMA: Ethylenglycoldimethacrylat, TMPTMA: Trimethylolpropantrimethacrylat

2.1.5 Lagerung der Proben

Die fertigen Proben wurden bis zur Haftfestigkeitsmessung 24 Stunden lang in destilliertem Wasser bei 37°C gelagert.

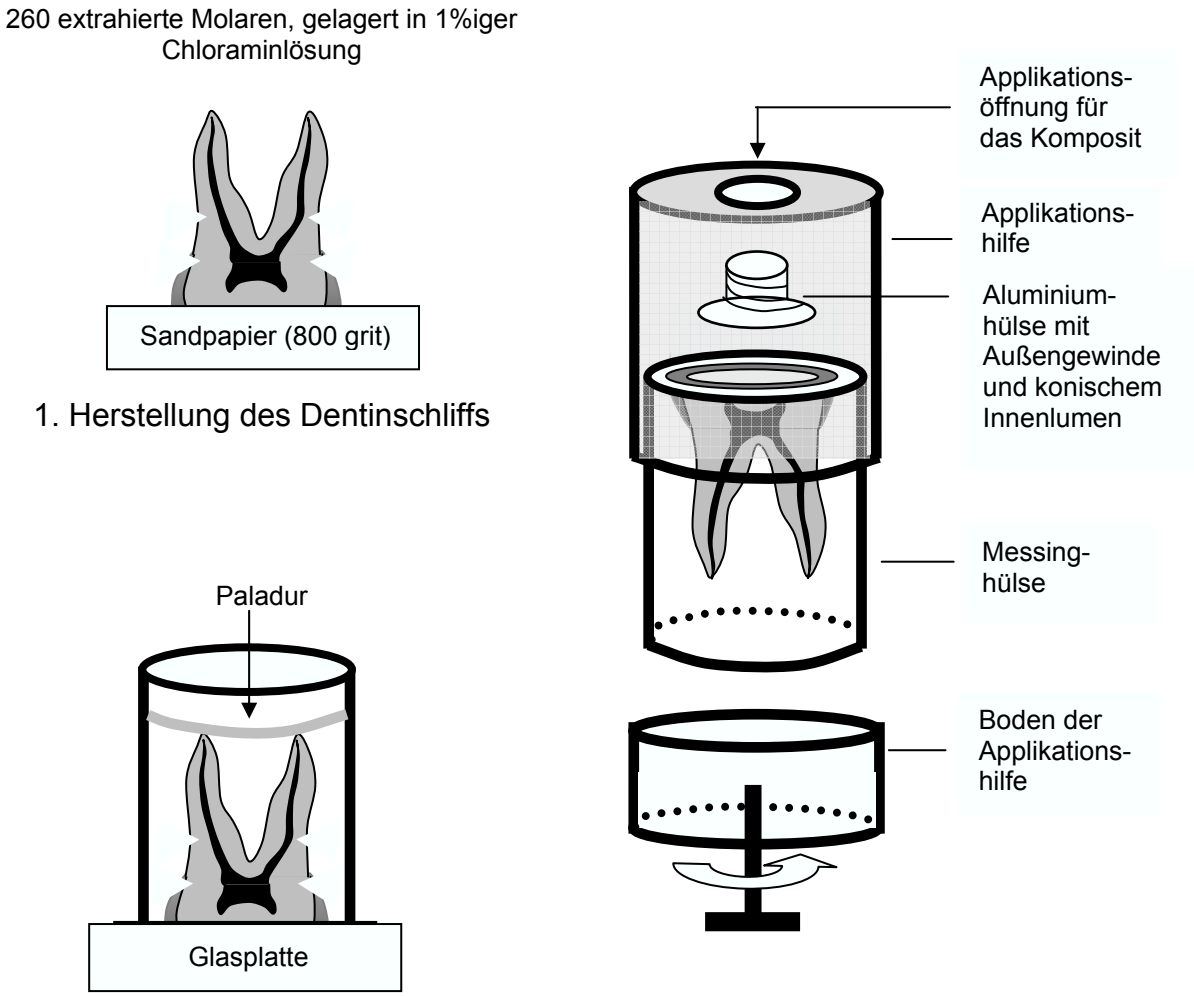

Abbildung 1 Schematische Darstellung der Probenherstellung

2.2 Bestimmung der Haftfestigkeit

2.2.1 Universalprüfmaschine Zwicki 1120

Die Zugversuche zur Bestimmung der Haftfestigkeit wurden mit einer Universalprüfmaschine (Zwicki 1120) bei einer Traversengeschwindigkeit von 0,5mm/min gemäß ISO Norm TR 11405 [TECHNICAL REPORT 1994] durchgeführt (Abbildung 2). Zur Kraftaufnahme wurde eine Kraftmessdose (A.S.T.; Typ: KAP-S; Klasse: 0,05; Werk-Nr.: 129491) mit einer Nennkraft von 2000 N und einer Genauigkeit von 0,0034 N verwendet.

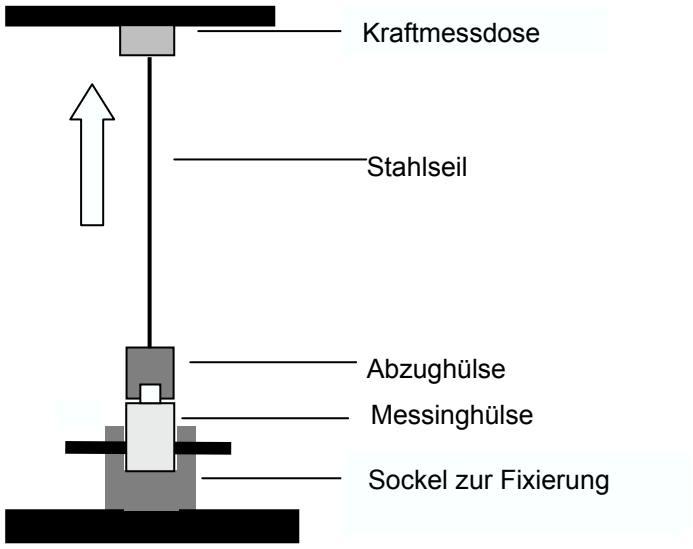

Abbildung 2 Schematische Darstellung der Zugvorrichtung

2.2.2 Beschreibung des Versuchsablaufes

Die fertigen Proben wurden zunächst in einem Sockel an der Basisplatte der Zugvorrichtung fixiert. Auf die Aluminiumhülse wurde nun eine Abzughülse aufgeschraubt, welche durch ein Stahlseil mit einer axial darüberliegenden Kraftmessdose verbunden war.
Die Steuerung der Prüfmaschine erfolgte mit einem PC unter Verwendung der Zwick-Software „testXpert“.
Die während des Prüfvorganges auf die Messdose übertragene Kraft wurde durch den PC aufgenommen und durch die Software mit der in 2.2.3. beschriebenen Formel in eine Spannung umgerechnet. Diese wurde am Bildschirm des PC über der Zeit dargestellt. Ein Spannungsabfall von mehr als 30 % wurde als Bruch der Probe gewertet und die bis dahin gemessene maximale Spannung als Zughaftfestigkeit (R_m) registriert.

2.2.3. Berechnung der Zughaftfestigkeit

Zur Berechnung der Zughaftfestigkeit R_m in Megapascal [MPa] wurde zunächst die Kontaktfläche A [mm²] zwischen Komposit und Dentin berechnet:

$$A = \pi \times r^2 = \pi \times (1.5mm)^2 = 7,07mm^2$$

Aus der Kraft und der Haftfläche konnte die Spannung wie folgt berechnet werden:

$$R\ [MPa] = F\ [N] / A\ [mm^2]$$

Die maximal aufgetretene Spannung kurz vor dem Versagen der Probe wurde als Zughaftfestigkeit R_m definiert.

2.3 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung der Daten wurden die zweifaktorielle Varianzanalyse, der Student-Newman-Keuls Test sowie der t-Test unter Zuhilfenahme der Statistik-Software SPSS 10.0 für Windows (SPSS GmbH München) herangezogen.
Die zweifaktorielle Varianzanalyse wurde durchgeführt, um mögliche Einflüsse des Komposit-Härtungsmodus und der verwendeten Haftvermittler zu identifizieren. Für jede der beiden Kompositgruppen wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse mit anschließenden multiplen Mittelwertsvergleichen mit dem Student-Newman-Keuls Test durchgeführt, um signifikante Unterschiede zwischen den Bondingsystemen aufzuzeigen. Der Student-Newman-Keuls Test ordnet Mittelwerte, die sich nicht signifikant unterscheiden mit einer vorzugebenden Irrtumswahrscheinlichkeit (hier α=0,05) denselben statischen Untergruppen zu.
Schließlich wurde mit Hilfe des t-Tests für jedes Bondingsystem untersucht, ob sich die Haftfestigkeiten bei Verwendung des lichthärtenden bzw. des chemisch härtenden Komposits voneinander unterschieden.

2.4 Untersuchung der Bruchstellen im Rasterelektronenmikroskop (REM)

2.4.1 Vorbereitung der Proben:

Die Kunststoffblöcke (mit den eingebetteten Zähnen) wurden zunächst aus den Messinghülsen von unten herausgedrückt. Anschließend wurde von jedem Kunststoffzylinder mittels eines Sägeblattes (Woco 50Med, Conrad) von oben eine 2-3mm dicke Scheibe abgesägt. Um zwischen freigelegtem Dentin und einer Beschichtung durch Bonding oder Komposit besser unterscheiden zu können, wurden die Proben 1-5 jeder Versuchsreihe eine Minute lang mit 37,5%iger Phosphorsäure (Voco) geätzt und anschließend mit Wasser abgesprüht. Die anderen 5 Proben wurden nur mit Wasser abgesprüht. Alle Proben wurden nun mit Leit-C-Plast (Neubauer Chemikalien) auf je einem Probenteller fixiert. Nach 24 Stunden Trocknung bei Raumtemperatur wurden die Oberflächen der Proben mit Gold (bei einer Spannung von 15-20 mA) leitfähig besputtert (EMITECH K550). Anschließend erfolgte die Betrachtung der Bruchflächen im Rasterelektronenmikroskop (Leica S420) bei 1000-facher Vergrößerung.

2.4.2 Auswertung der Bruchstellen

Typ 1: Kohäsiver Bruch im Dentin:

Die Bruchfläche weist offene Dentinkanälchen auf. Es handelt sich um einen Ausriss aus dem Dentin, der ohne Vergrößerung als Mulde auf der Bruchfläche erkennbar war.

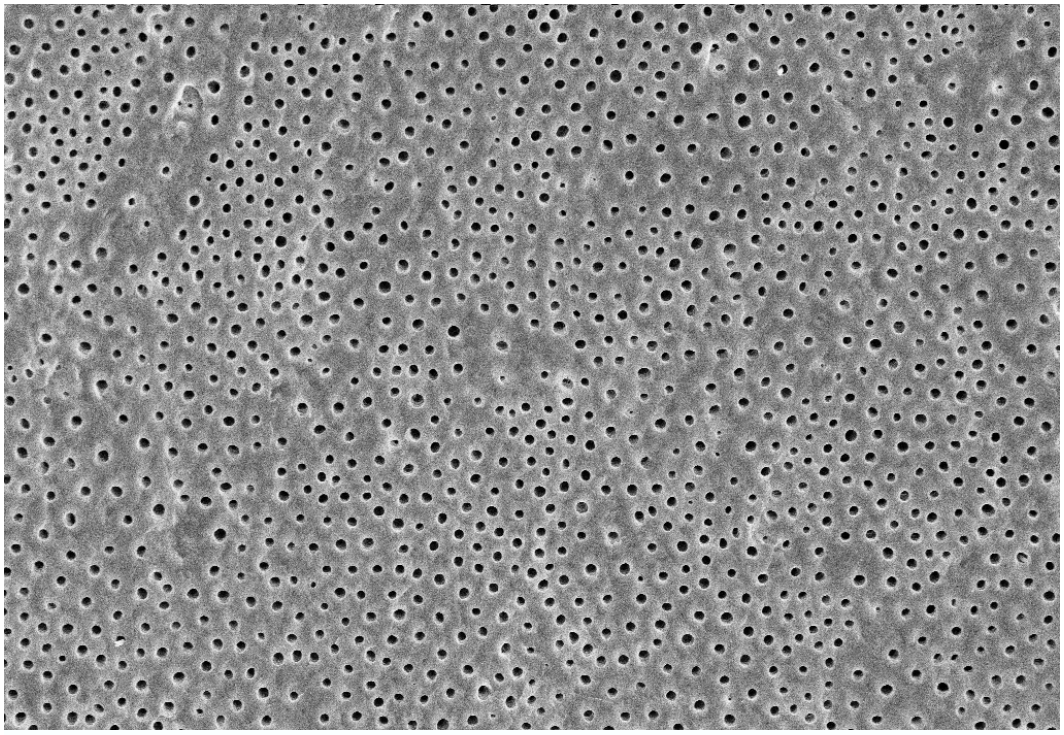

Abbildung 3 Frakturfläche einer Probe mit offenen Dentinkanälchen. Ätzung mit Phosporsäure bei Verwendung von Clearfil SE Bond und Brilliant. (REM-Aufnahme, Orginalvergrößerung 1000-fach)

Typ 2: Kohäsiver Bruch im Komposit:

Der Bruch fand ausschließlich im Komposit statt. Auf der Bruchfläche war ohne Vergrößerung eine Erhebung aus Komposit erkennbar.

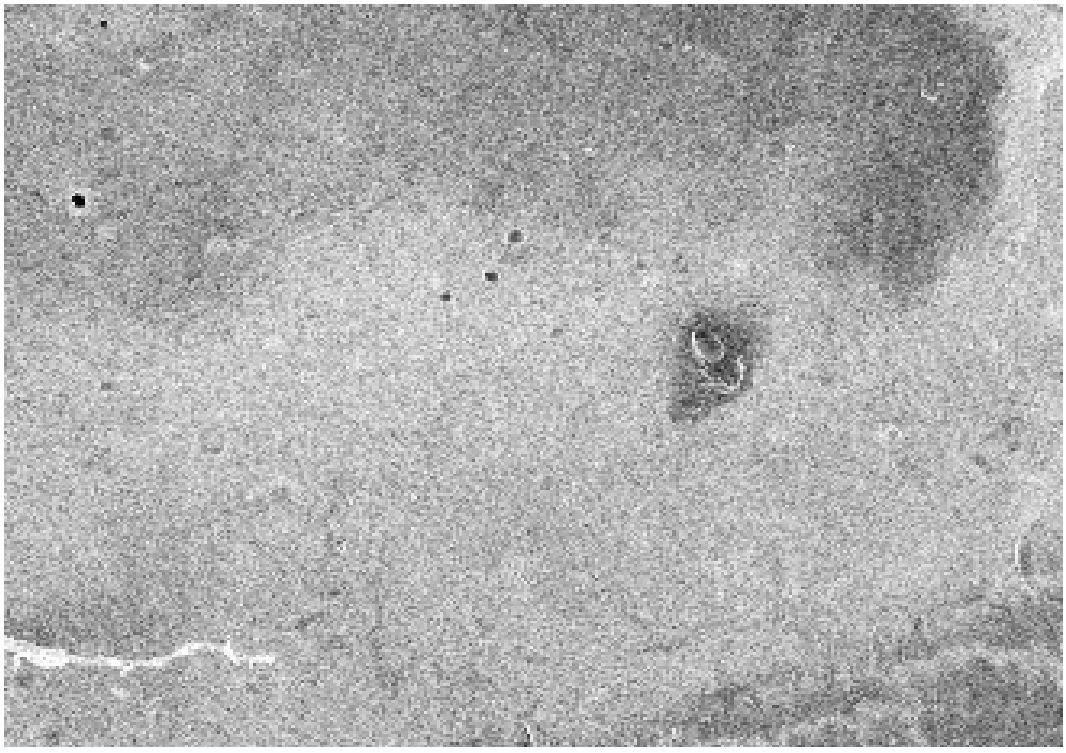

Abbildung 4: Frakturfläche einer Probe mit einer Kompositschicht.
Ätzung mit Phosporsäure bei Verwendung von
Clearfil SE Bond und Brilliant.
(REM-Aufnahme, Orginalvergrößerung 1000-fach)

Typ 3: Adhäsiver Bruch zwischen Dentin und Bonding:

Auf der Bruchfläche sind offene Dentinkanälchen sichtbar. Im Gegensatz zu Typ 1 war hier die Bruchfläche plan. Muldenförmige Ausrisse aus dem Dentin waren nicht zu beobachten.

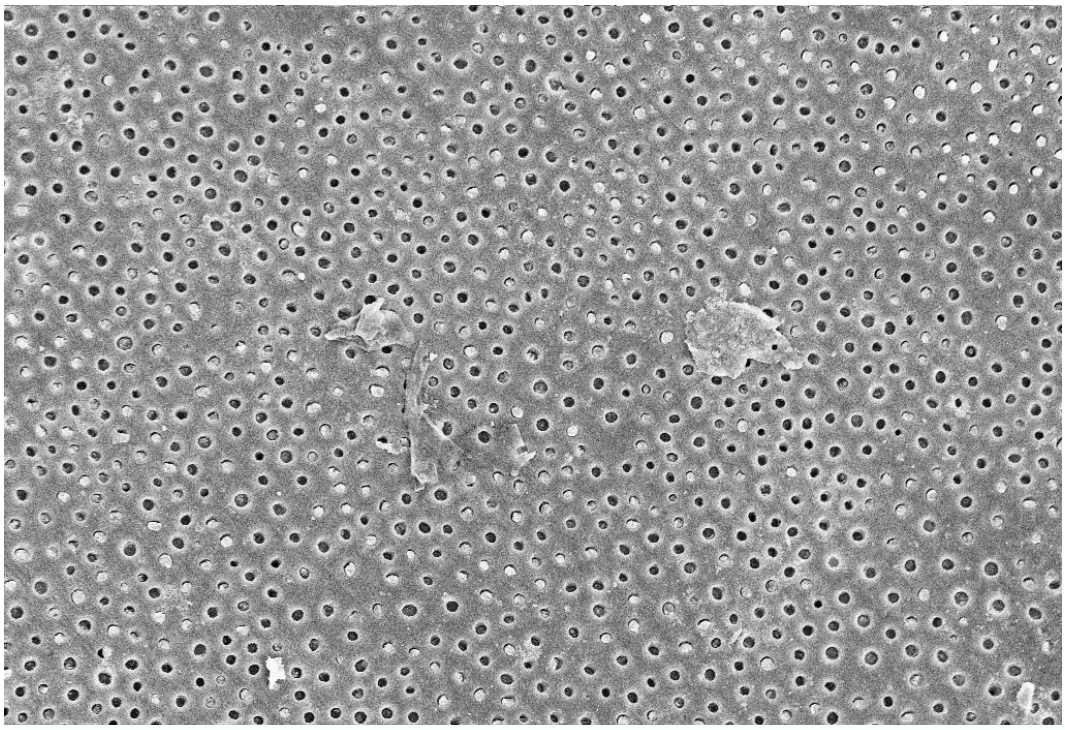

Abbildung 5 Frakturfläche einer Probe mit freigelegten Dentinkanälchen ohne Ätzung mit Phosphorsäure bei Verwendung von Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator und Brilliant MH. (REM-Aufnahme, Orginalvergrößerung 1000-fach)

Typ 4: Adhäsiver Bruch zwischen Bonding und Komposit:

Die Bruchfläche ist mit einer Bondingschicht überzogen und weist keine Dentinkanälchen auf. Im Gegesatz zu Typ 2 handelt es hier sich um eine plane Bruchfläche, d.h. größere Auflagerungen von Komposit traten nicht in Erscheinung. Lediglich vereinzelt traten kleine Kompositareale auf, die jedoch in der Auswertung vernachlässigt wurden.

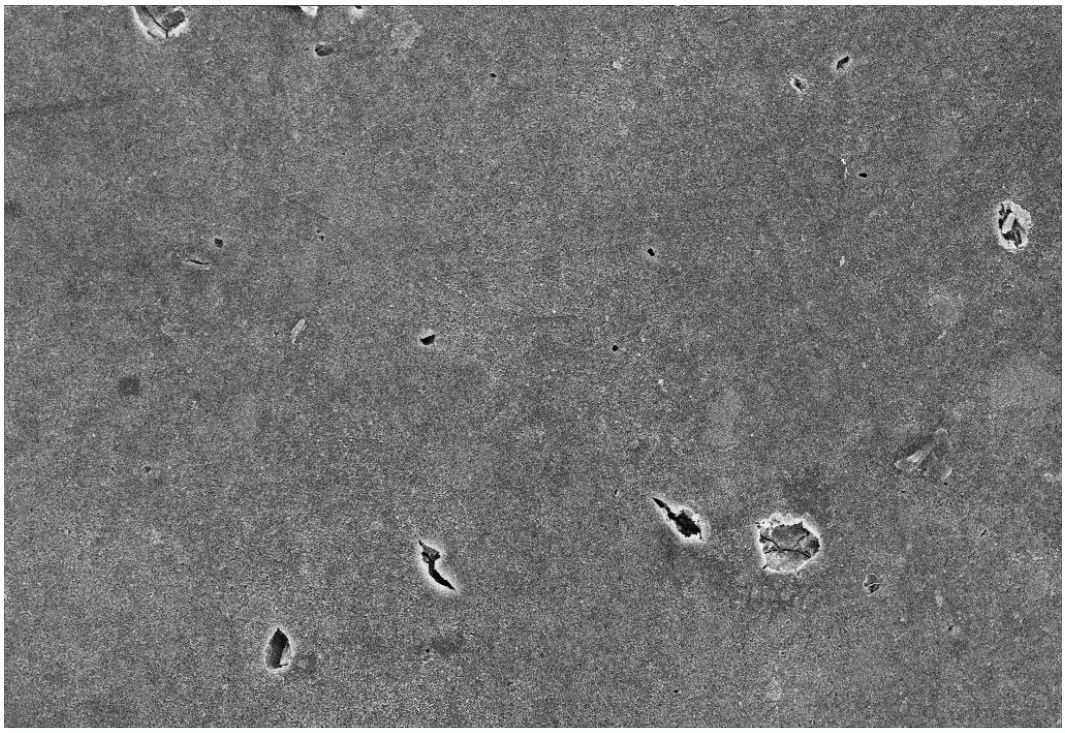

Abbildung 6 Frakturfläche einer Probe mit vollständiger Bondingbedeckung.
Ätzung mit Phosporsäure bei Verwendung von OptiBond Solo Plus Self Etch mit Dual Cure Activator und Brilliant.
(REM-Aufnahme, Orginalvergrößerung 1000-fach)

Typ 5: Mischtyp aus Typ 3 und Typ 4:

Hier sind auf einer planen Bruchfläche teils Dentinkanälchen, teils Bondingreste zu sehen.

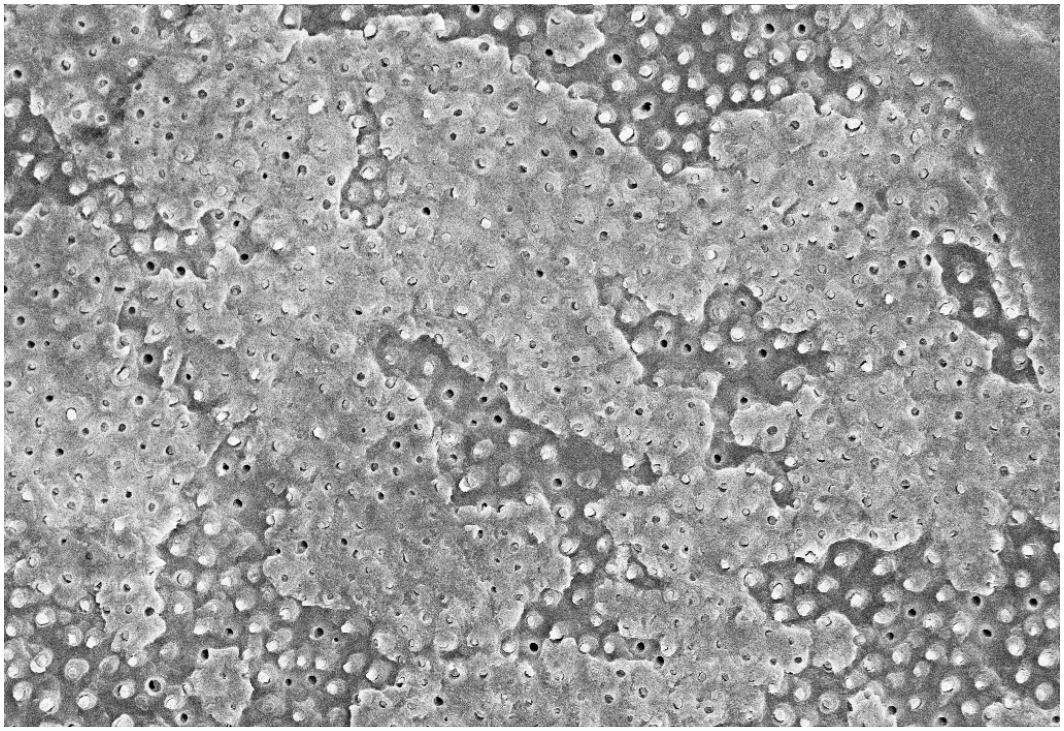

Abbildung 7 Frakturfläche einer Probe mit freiliegenden Dentinkanälchen und Bondingresten.
Ätzung mit Phosporsäure bei Verwendung von Excite und Brilliant.
(REM-Aufnahme, Orginalvergrößerung 1000-fach)

3 Ergebnisse

3.1 Haftfestigkeit

Anhand der zweifaktoriellen Varianzanalyse konnte festgestellt werden, dass sowohl das Bondingsystem (p=0,000) als auch der Härtungsmechanismus des Kompositmaterials (p=0,000) einen signifikanten Einfluss auf die Haftfestigkeit hatten.
Eine Zusammenstellung der Ergebnisse ist Tabelle 7 sowie den Abbildungen 8 und 9 zu entnehmen. Eine tabellarische Auflistung aller Ergebnisse der insgesamt 260 Einzelmessungen befindet sich im Anhang.

3.1.1 Haftfestigkeit der untersuchten Bondingsysteme bei Verwendung des lichthärtenden Komposits (Brilliant)

Insgesamt ließen sich die 13 Bondingsysteme anhand der multiplen Mittelwertvergleiche mit dem Student-Newman-Keuls Test in fünf Signifikanzgruppen unterteilen.
Das selbstkonditionierende Zwei-Schritt-System Clearfil SE Bond erbrachte in Verbindung mit Brilliant die höchsten Haftfestigkeitswerte aller Systeme (32,55 MPa), die in der vorliegenden Studie getestet wurden. Die niedrigsten Haftfestigkeitswerte wiesen das All-in-one-Adhäsiv Prompt L-Pop (6,32 MPa) und das Etch&Rinse - Zwei-Schritt-System Prime&Bond NT in Verbindung mit dem zugehörigen Dual Cure Activator (3,66 MPa) auf.
Beim Vergleich von Etch&Rinse - Systemen und selbstkonditionierenden Systemen ließen sich zwischen diesen beiden Gruppen keine generellen Unterschiede feststellen.
Vergleicht man die Etch&Rinse - Systeme miteinander, so fällt auf, dass sich die Zwei-Schritt-Systeme Excite und OptiBond Solo plus in ihren initialen Haftfestigkeiten nicht von dem Drei-Schritt-System OptiBond FL unterschieden. Im Vergleich dazu schnitt das azetonbasierte Zwei-Schritt-System Prime&Bond NT mit signifikant geringeren Haftwerten ab.
Bei den selbstkonditionierenden Systemen wies Clearfil SE Bond die mit weitem Abstand höchsten Haftwerte auf. Das All-in-one-Adhäsiv Xeno III wies gleich hohe

Haftwerte auf wie die beiden Zwei-Schritt-Systeme OptiBond Solo plus Self Etch und AdheSE, während das All-in-one-Adhäsiv Prompt L-Pop mit den signifikant niedrigsten Werten abschloss.

Wurden OptiBond Solo plus, OptiBond Solo plus Self Etch und Prime&Bond NT in Kombination mit dem jeweiligen Dual Cure Activator verarbeitet, führte dies zu einer signifikanten Herabsetzung der Haftung der Systeme.
Diese negativen Auswirkungen der Dual Cure Activatoren wurden bei Excite DSC nicht erkennbar. Obwohl tendenziell herabgesetzt, unterschieden sich die Haftwerte von Excite DSC nicht signifikant von den mit dem lichthärtenden Primer-Adhäsiv Excite erzielten Werten.

3.1.2 Haftfestigkeit der untersuchten Bondingsysteme bei Verwendung des chemisch härtenden Komposits (Brilliant MH)

Bei Verwendung des chemisch härtenden Komposits Brilliant MH traten Mittelwerte zwischen 0,1 MPa und 14,2 MPa auf, wobei sich die 13 Bondingsysteme anhand der multiplen Mittelwertvergleiche mit dem Student-Newman-Keuls-Test in drei Signifikanzgruppen einteilen ließen.
Die höchsten Haftfestigkeitswerte wies das Etch&Rinse - Drei-Schritt-System OptiBond FL auf (14,16 MPa). Die lichthärtenden Etch&Rinse - Primer-Adhäsive ergaben sehr geringe Haftfestigkeiten von 0,26 MPa bis 3,89 MPa.
Mit den selbstkonditionierenden Systemen wurden mit dem chemisch härtenden Komposit (Brillant MH) Haftfestigkeiten zwischen 0,08 MPa und 5,46 MPa erzielt. Bei den selbstkonditionierenden Ein-Schritt-Systemen Prompt L-Pop und Xeno III sowie bei dem Zwei-Schritt-System AdheSE lagen die mittleren Haftfestigkeiten unter 1 MPa.

Die dualhärtende Variante von Excite, Excite DSC, bewirkte gegenüber der lichthärtenden Variante einen Anstieg der mittleren Haftfestigkeit von 1,48 MPa auf 13,00 MPa. Die Verbesserung der Haftfestigkeit durch die Verwendung der Dual Cure Activator-Lösungen war bei OptiBond Solo plus und Prime&Bond NT lediglich als Tendenz erkennbar. Die Unterschiede zu den rein lichthärtenden Varianten waren nicht signifikant.

Im Falle von OptiBond Solo plus Self Etch führte die Anwendung des Dual Cure Activators sogar zu einer weiteren Reduktion der Haftfestigkeit.

3.1.3 Einfluss des Härtungsmodus des verwendeten Komposits

Um den Einfluss des Härtungsmodus des Komposits auf die Wirksamkeit der Bondingsysteme zu überprüfen, wurden diese zum einen mit einem lichthärtenden Feinhybridkomposit (Brilliant), zum anderen mit einem ansonsten identischen chemisch härtenden Komposit (Brilliant MH) kombiniert.
In Abhängigkeit vom Härtungsmodus des Komposits führte die Verwendung des chemisch härtenden Komposits (Brilliant MH) bei elf der 13 untersuchten Systeme zu einer signifikanten Reduktion der Haftfestigkeit.
In der Gruppe der selbstkonditionierenden Systeme wiesen alle Produkte einen mehr oder weniger ausgeprägten Haftfestigkeitsverlust auf, wobei dieser bei Clearfil SE Bond (-27 MPa) am stärksten in Erscheinung trat. Bei Xeno III und AdheSE bewirkte das chemisch härtende Komposit eine Abnahme der Haftwerte um etwa 16 MPa, was mit dem entsprechenden Effekt bei den Etch&Rinse - Systemen Excite und OptiBond Solo plus vergleichbar war.
Trotz einer ebenfalls signifikanten Reduktion der Haftfestigkeit um 5 MPa im Vergleich zu dem lichthärtenden Komposit wies OptiBond FL in Kombination mit dem chemisch härtenden Komposit die höchsten Haftfestigkeitswerte auf.

Tabelle 7 Ergebnisse der Zughaftfestigkeitsmessungen im Überblick.
Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (+/- SD) in MPa.
In jeder der beiden Komposit-Gruppen sind nicht signifikant verschiedene Mittelwerte durch den Student-Newman-Keuls Test derselben Signifikanzgruppe (A-E) zugeordnet (α=0,05).
LC = Adhäsiv lichthärtend
DC = Adhäsiv dual härtend (mit Dual Cure Activator)

	Dentinhaftmittel	**Lichthärtendes Komposit (Brilliant): MW (+/- SD) in MPa**	**Chemisch härtendes Komposit (Brilliant MH): MW (+/- SD) in MPa**	**p-Werte (t-Test)**
Etch&Rinse – Systeme	OptiBond FL (LC)	19,55 ^{B} (+/- 4,70)	14,16 ^{A} (+/- 3,65)	0,010
	Excite (LC)	18,25 ^{B} (+/- 4,58)	1,48 ^{BC} (+/- 2,04)	0,000
	Excite DSC (DC)	13,85 ^{BC} (+/- 5,94)	13,00 ^{A} (+/- 2,98)	n.s.
	Prime&Bond NT (LC)	10,21 ^{CD} (+/- 2,03)	0,26 ^{C} (+/- 0,82)	0,000
	Prime&Bond NT (DC)	3,66 ^{E} (+/- 2,74)	2,40 ^{BC} (+/- 2,00)	n.s.
	OptiBond Solo plus (LC)	17,90 ^{B} (+/- 2,98)	3,89 ^{BC} (+/- 5,07)	0,000
	OptiBond Solo plus (DC)	10,94 ^{CD} (+/- 1,65)	4,59 ^{B} (+/- 4,27)	0,001
Selbstkonditionierende Systeme	OptiBond Solo plus Self Etch (LC)	13,80 ^{BC} (+/- 2,73)	4,22 ^{BC} (+/- 3,93)	0,000
	OptiBond Solo plus Self Etch (DC)	9,96 ^{CD} (+/- 1,60)	2,96 ^{BC} (+/- 3,20)	0,000
	Prompt L-Pop (LC)	6,32 ^{DE} (+/- 4,55)	0,40 ^{C} (+/- 1,04)	0,003
	Clearfil SE Bond (LC)	32,55 ^{A} (+/- 4,28)	5,46 ^{B} (+/- 3,58)	0,000
	Xeno III (LC)	16,74 ^{B} (+/- 3,78)	0,08 ^{C} (+/- 0,28)	0,000
	AdheSE (LC)	17,02 ^{B} (+/- 9,99)	0,41 ^{C} (+/- 1,30)	0,000

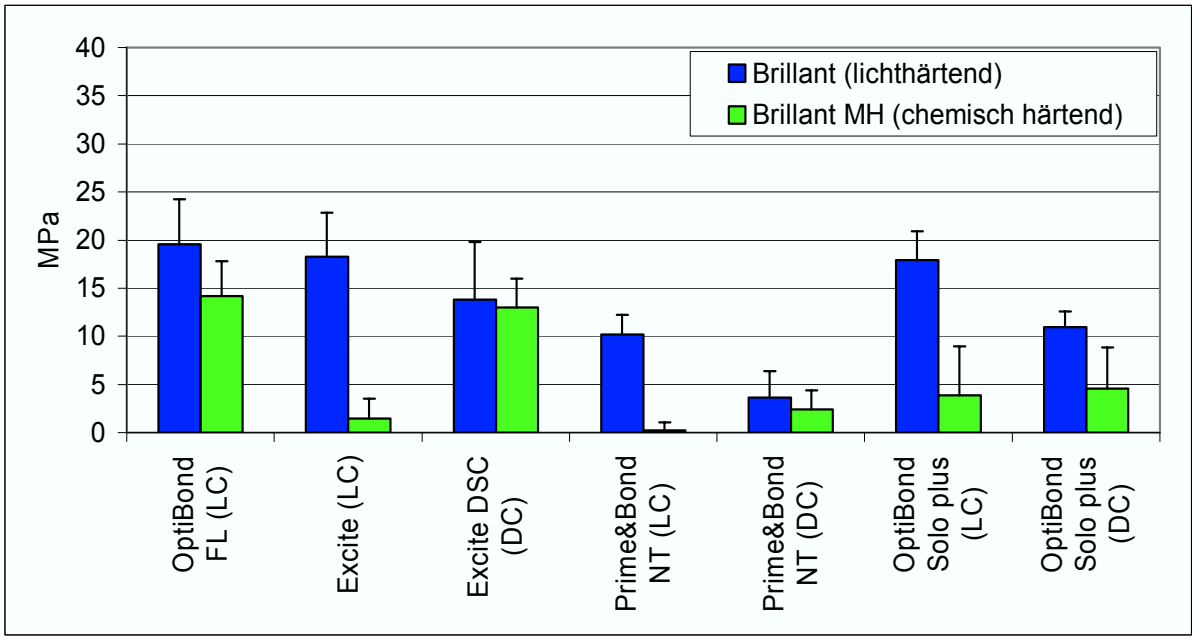

Abbildung 8 Ergebnisse für die Etch&Rinse – Bondingsysteme.

Mittelwerte und Standardabweichungen.

LC = Adhäsiv lichthärtend

DC = Adhäsiv dual härtend (mit Dual Cure Activator)

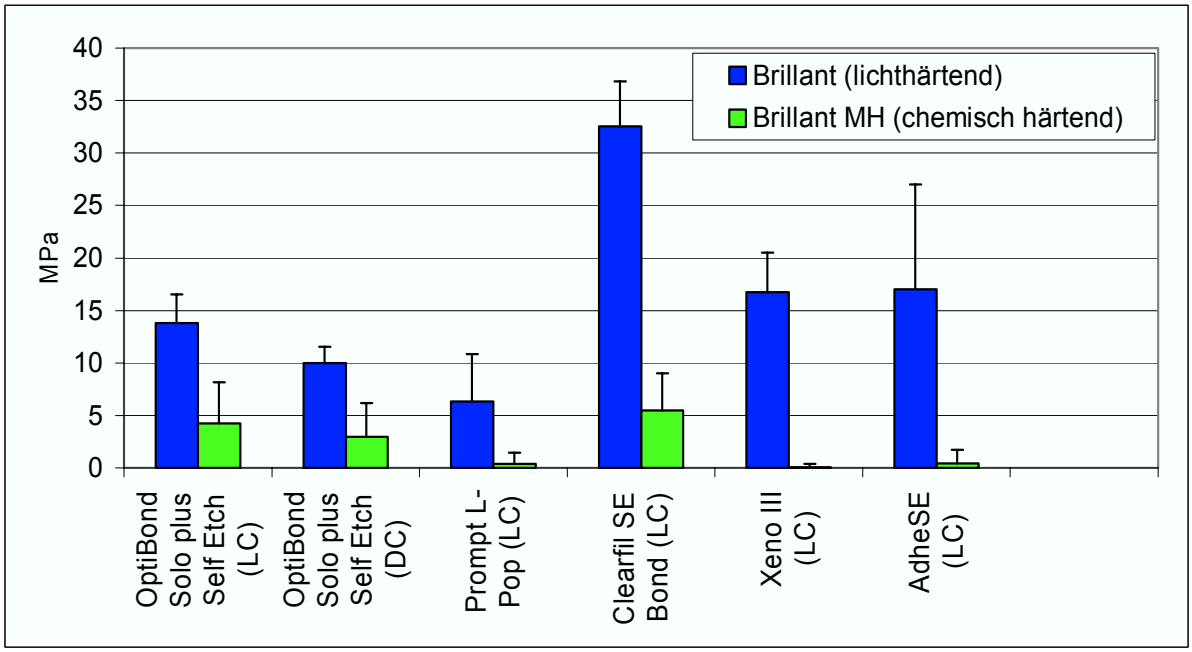

Abbildung 9 Ergebnisse für die selbstkonditionierenden Bondingsysteme.

Mittelwerte und Standardabweichungen.

LC = Adhäsiv lichthärtend

DC = Adhäsiv dual härtend (mit Dual Cure Activator)

3.2 Frakturanalyse

3.2.1 Proben mit lichthärtendem Komposit

Bei Verwendung des lichthärtenden Komposits (Brilliant) zeigten sich sowohl adhäsive als auch kohäsive Frakturen. Meistens waren die Bruchflächen mehr oder weniger mit Bondingresten, Dentinarealen und / oder Kompositteilen bedeckt.

Das Etch&Rinse - Drei-Schritt-System OptiBond FL wies ausschließlich mit Bonding bedeckte Bruchflächen (Typ 4) auf. Ein derartiger Bruchmodus war auch bei den Etch&Rinse - Zwei-Schritt-Systemen OptiBond Solo plus und OptiBond Solo plus mit Dual Cure Activator zu beobachten. Bei den Etch&Rinse - Zwei-Schritt-Systemen Excite und bei Excite DSC (dual härtend) konnten auf den Bruchflächen sowohl Bondingareale, als auch Dentinkanälchen gesehen werden (Typ 5). Die mittleren Haftfestigkeitswerte dieser Drei- und Zwei-Schritt-Systeme lagen alle zwischen 10,94 MPa und 19,55 MPa und wurden nach dem Student-Newman-Keuls-Test den Gruppen B bis D zugeordnet.
Dagegen zeigten die Etch&Rinse - Zwei-Schritt-Systeme Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator und Prime&Bond NT im Vergleich zu den anderen Systemen weniger Bondingreste auf den Bruchflächen auf. Hier wies die Oberfläche meist monomerverpfropfte Dentinkanälchen auf. Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator wies als einziges System unter den Etch&Rinse - Systemen ausschließlich Frakturflächen vom Typ 3 auf und zählt auch mit seinem sehr niedrigen mittleren Haftfestigkeitswert von 3,66 MPa als einziges System zu der Gruppe E (Abbildung 10). Bei der lichthärtenden Variante Prime&Bond NT (10,21 MPa, Gruppe CD) traten neben dem Frakturtyp Typ 3 auch die Typen 4 und 5 auf.

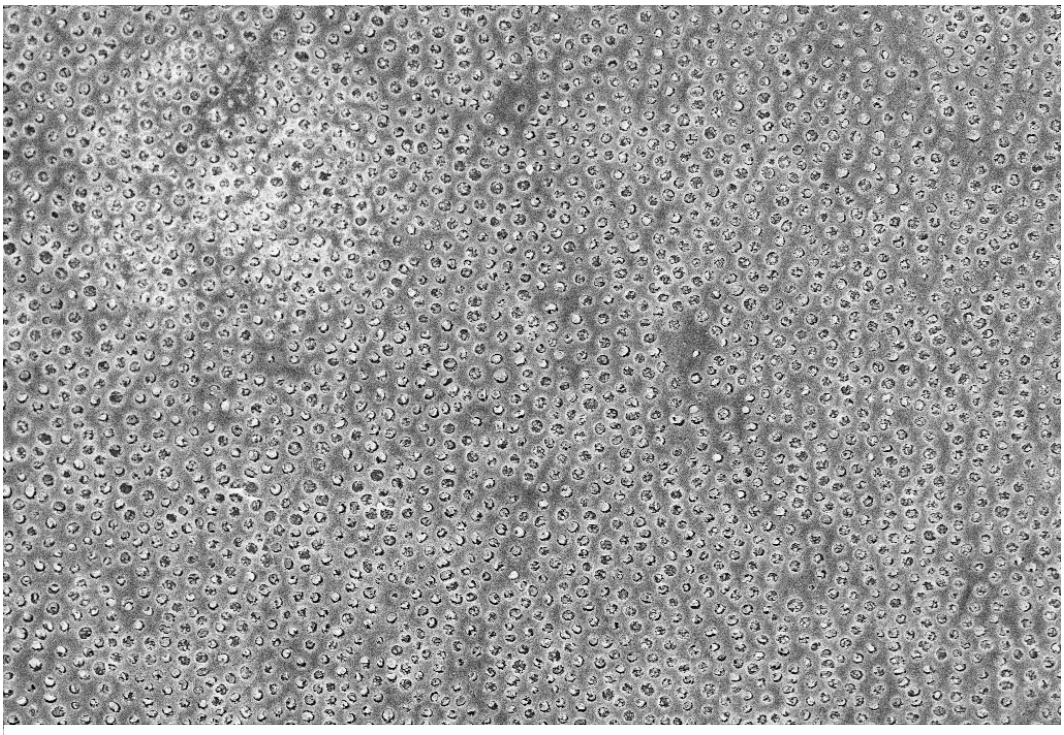

Abbildung 10 Frakturfläche einer Probe mit monomerverpfropften Dentinkanälchen.
Ätzung mit Phosporsäure bei Verwendung von Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator und Brilliant.
(REM-Aufnahme, Orginalvergrößerung 1000-fach)

Bei den selbstkonditionierenden Zwei-Schritt-Systemen OptiBond Solo plus Self Etch, OptiBond Solo plus Self Etch mit Dual Cure Activator und AdheSE, sowie bei den Ein-Schritt-Systemen Prompt L-Pop und Xeno III traten die Brüche nahezu ausschließlich zwischen Bonding und Komposit auf (Typ 4). Einige Proben der selbstkonditionierenden Zwei-Schritt-Systeme OptiBond Solo plus Self Etch, OptiBond Solo plus Self Etch mit Dual Cure Activator und AdheSE wiesen allerdings sowohl Bondingareale, als auch Dentinareale mit Kanälchen auf (Typ 5).
Alle diese Proben zeigten Haftfestigkeitswerte zwischen 6,32 MPa und 17,02 MPa auf und sind den Gruppen B bis E zuzuordnen.
Lediglich das selbstkonditionierende Zwei-Schritt-System Clearfil SE-Bond, mit dem höchsten mittleren Haftfestigkeitswert von 32,55 MPa, wies mit Brilliant nahezu ausschließlich Kohäsivfrakturen im Dentin (Typ 1) oder im Komposit (Typ 2) auf. Dieser Frakturtyp stellte bei allen anderen Systemen die Ausnahme dar.

3.2.2 Proben mit chemisch härtendem Komposit

Bei Verwendung des chemisch härtenden Komposits (Brilliant MH) trat der Bruch unabhängig vom Bondingsystem bei über 95% aller Proben zwischen Bonding und Komposit auf (Typ 4). Bei den Etch&Rinse - Systemen OptiBond FL, Prime&Bond NT und OptiBond Solo plus mit Dual Cure Activator, sowie bei den selbstkonditionierenden Systemen Prompt L-Pop, OptiBond Solo plus Self Etch und AdheSE wiesen vereinzelte Proben Bruchflächen mit Bondingarealen, sowie Dentinarealen auf (Typ 5).
Lediglich bei Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator fand der Bruch zwischen Dentin und Bonding statt. Hier sind die Dentinkanälchen teils offen, teils verpfropft sichtbar (Typ 3). Dieses Bruchverhalten zeigte das Etch&Rinse - Zwei-Schritt-System auch in Verbindung mit dem lichthärtenden Komposit (Brilliant) auf.

4 Diskussion

4.1 Bewertung der Methoden

4.1.1 Verwendete Zähne

Für die Versuche wurden 260 extrahierte Weisheitszähne verwendet. Da die Haftkraft auf normalem Dentin signifikant höher ist als auf kariös verändertem Dentin [SCHALLER et al. 1998] wurde darauf geachtet, einheitlich kariesfreie Molaren zu verwenden. Die Testzähne wurden direkt nach der Extraktion bis zur Probenherstellung in einer 1%igen Chloraminlösung gelagert, um ein Bakterienwachstum und ein Infektionsrisiko zu verhindern. Der Zeitraum zwischen der Zahnextraktion und der Bearbeitung der Zähne hat keinen Einfluss auf die Haftfestigkeit von Dentinadhäsiven [BLUNCK et al. 1990]. Da bestimmte Aufbewahrungslösungen die Eigenschaften der Zahnhartsubstanzen verändern können, wurde zur Lagerung der Testzähne 1%ige Chloraminlösung ausgewählt. Es wurde gezeigt, dass diese das Adhäsionsverhalten von Komposit am Dentin nicht beeinflusst [HALLER et al. 1993].

4.1.2 Herstellung des Dentinschliffs

Da die Dentinhaftfestigkeit von der Lokalisation der Klebefläche im Zahn abhängt [WATANABE et al. 1996], wurde die Krone so weit abgetragen, dass sich die Schlifffläche ungefähr 2-3mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze befand. Somit befanden sich die Schliffflächen jeweils in mitteltiefen Dentinarealen.
Die Haftkräfte im pulpanahen Dentin sind im Allgemeinen geringer als im pulpafernen bzw. Wurzeldentin [STANFORD et al. 1985]. In einigen Studien wurden auf pulpanahem Dentin nur 30-40% der auf pulpafernem Dentin erzielten Haftfestigkeiten gemessen [FINGER 1988; PASHLEY et al. 1993]. Manche Autoren machen dafür die mit abnehmendem Abstand von der Pulpa zunehmende Dentinpermeabilität verantwortlich [ERICKSON et al. 1994].
Bei der Bearbeitung des Dentins treten an der Schlifffläche unterschiedliche Verlaufsrichtungen der angeschnittenen Dentinkanälchen auf. Die Auswirkungen auf die Verbundfestigkeit werden in der Literatur unterschiedlich beschrieben. Laut

WATANABE et al. (1996) beeinflusst die Anordnung der Dentintubuli die erzielte Dentinhaftfestigkeit. LANG et al. (2001) dagegen zeigten in ihrer Studie, dass die Verlaufsrichtungen der Dentinkanälchen keinerlei Auswirkungen auf die Verbundkräfte zwischen dem Dentin und den verschiedenen Bondingsystemen haben. Um eine eventuelle Beeinflussung durch die Verlaufsrichtung der Dentinkanälchen zu vermeiden, wurden die Schlifffläche jeweils senkrecht zur Zahnachse angefertigt.

Vor dem Auftragen der jeweiligen Dentinhaftvermittler wurde darauf geachtet, dass die Dentinoberfläche sauber war. Verunreinigungen des Dentins z.B. mit Salz, Plasma, Eugenol, Zink-Eugenol-Zement oder Schmieröl können zu einer Reduzierung der Haftkraft führen [POWERS et al. 1995, MAYER et al. 1997].

4.1.3 Dentinhaftvermittler und Komposit

In der vorliegenden Studie wurden 13 verschiedene Dentinhaftvermittler verwendet. Die untersuchten Bondingsysteme lassen sich in Etch&Rinse - Systeme und selbstkonditionierende Systeme unterteilen. Ein in der Abteilung Zahnerhaltungskunde und Parodontologie seit Jahren erfolgreich verwendetes Etch&Rinse - Drei-Schritt-System, OptiBondFL, wurde als Kontroll - bzw. Referenzmaterial verwendet.
Um den Einfluss des Härtungsmodus der Adhäsive zu überprüfen, wurden die Etch&Rinse - Zwei-Schritt-Systeme zum einen in ihrer ausschließlich lichthärtenden Variante, zum anderen in einer dualhärtenden Variante (Excite DSC) bzw. in Kombination mit einem Dual Cure Activator des jeweiligen Herstellers getestet (Prime&Bond NT, OptiBond Solo plus). Das selbstkonditionierende Zwei-Schritt-System OptiBond Solo plus Self Etch wurde ebenfalls mit dem zugehörigen Dual Cure Activator getestet. Für die anderen selbstkonditionierenden Systeme standen Dual Cure Activator - Lösungen zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung nicht zur Verfügung.
Diese Dual Cure Activator - Lösungen wurden vor allem für die Verwendung in Kombination mit chemisch härtenden Kompositen hergestellt und sollen eine Verbesserung der Systeme hervorrufen. Da die meisten Aktivatoren Salze von aromatischen Sulfinsäuren, die mit sauren Monomeren reagieren können, enthalten,

wird die Polymerisation der chemisch härtenden Komposite, durch die dabei freigesetzten Radikale, angeregt [TAY et al. 2003b].

Die verwendeten Etch&Rinse – Systeme und selbstkonditionierende Systeme wurden jeweils nach Angaben des Herstellers appliziert. Ein exaktes Einhalten der Verarbeitungsvorschriften ist zwingend notwendig, um für die jeweiligen Haftvermittler optimale Ergebnisse zu erzielen [MANHART et al. 2000].

Um den Einfluss des Härtungsmodus des Komposits auf die Wirksamkeit der Haftvermittler zu überprüfen, wurden alle Adhäsivsysteme einerseits mit dem lichthärtenden Feinhybridkomposit Brilliant (Dentin, Farbe A2), dessen Matrix vor allem aus Bis-GMA und TEGDMA besteht und dessen Füllstoffgehalt 59Vol.-% beträgt [KUNZELMANN et al. 2001], verarbeitet. Andererseits wurde das chemisch härtende Feinhybridkomposit Brilliant MH (Farbe A2) des gleichen Herstellers verwendet. Durch die Verwendung von immer demselben Komposit für alle Dentinhaftvermittler, konnte ein Einfluss unterschiedlicher Kompositmaterialien auf die Dentinhaftung vermieden werden. Die Verwendung unterschiedlicher Kompositmaterialien kann signifikante Unterschiede der Haftwerte hervorrufen. So sind z. B in der Studie von ERICKSON et al. (1994) bei Verwendung eines Mikrofüllerkomposites die Haftkraftwerte ca. 50% geringer als bei einem Hybridkomposit. Als Erklärung hierfür kommen Unterschiede im Schrumpfungsverhalten oder im Elastizitätsmodul in Betracht.
Bei Verwendung von zwei Kompositen mit unterschiedlichem Härtungsmechanismus treten bei der Aushärtung unterschiedlich hohe Spannungen während der Polymerisationsschrumpfungen auf. Chemisch härtende Komposite können diese bis zu einem gewissen Grad durch Relaxation der Monomerketten (flow) ausgleichen. Es treten jedoch bei fortgeschrittener Polymerisation durch den Komposit-Dentinverbund ebenfalls Zugspannungen auf [DAVIDSON et al. 1984a, 1984b; FEILZER et al. 1990].
Bei lichthärtenden Kompositen spielt der Spannungsausgleich durch Flow eine untergeordnete Rolle, da es bei der Aushärtung schnell zu einer Unbeweglichkeit der Polymerketten kommt. Die Kontraktionsspannung von photopolymerisierenden Kompositen wird hauptsächlich von dem Elastizitätsmodul bestimmt [KEMP-SCHOLTE et al. 1988]. Heutzutage verwendete Hybridkomposite besitzen

Elastizitätsmodule von 15-26 GPa und zeigen damit höhere Schrumpfungsspannungen als Mikrofüllerkomposite mit einem E-Modul von 5-10 GPa [FEILZER et al. 1990].
In dem hier angewandten Zugversuch kann das Komposit aufgrund der planen Dentinfläche ungehindert aufschrumpfen [HALLER 1994]. Die Schrumpfungsspannungen, die mit dem Verhältnis von gebundenen zu freien Kompositflächen - dem sogenannten Konfigurations-Faktor (C-Faktor) - ansteigen, werden gering gehalten [FEILZER et al. 1987].
Die Schrumpfungsrichtung des lichthärtenden Komposites wird durch die Kavitätenform und die Komposithaftung determiniert [VERSLUIS et al. 1998]. Um eine ausreichende Durchhärtung lichthärtender Komposite zu erhalten, sollte eine maximale Schichtdicke von 2,5mm verwendet werden [LUTZ et al. 1992]. Dies wurde durch Anwendung zweier Schichten bei Brilliant beachtet. Nach einer Studie von ERICKSON et al. (1994) wird bei einer Lichtpolymerisation von 120s eine Verdopplung der Haftkraft im Vergleich zu einer Aushärtungszeit von 20s erzielt. Um einen ausreichend hohen Polymerisationsgrad zu erreichen, wurden in dieser Studie je zwei Schichten zu je 60s lichtpolymerisiert.

4.1.4 Messung der Verbundfestigkeit

Für die Überprüfung der Verbundfestigkeit gibt es verschiedene gebräuchliche Methoden, die *In-vitro* durchgeführt werden. Angewendet werden zum einen Scherversuche mit Krafteinleitung parallel zur Klebefläche und zum anderen Zugversuche mit Krafteinleitung senkrecht zur Klebefläche.
Bei Scherversuchen erfolgt die Kraftübertragung meist über einen Stempel. Hierbei können unerwünschte Biegemomente innerhalb der Verbundschicht auftreten. Diese entstehen durch Zugspannungen auf der dem Stempel zugewandten und Druckspannungen auf der dem Stempel abgewandten Seite [VAN NOORT et al. 1989]. Gemessen werden folglich Bruchkräfte, die geringer sind als die tatsächlichen Scherhaftfestigkeiten. Häufig treten Kohäsivbrüche im Dentin auf. Zusätzlich zeigt der Scherversuch bei höheren Verbundfestigkeiten, abhängig von den Festigkeitseigenschaften des Komposits, eine Tendenz zur Nivellierung der Verbundfestigkeit bei sich ändernder Adhäsion [MARX et al. 1992].

Der in der vorliegenden Untersuchung angewandte axiale Zugversuch wird in der Werkstoffkunde des Metall/Kunststoff-Verbundes als ein sensibles *In-vitro* - Verfahren zur Prüfung adhäsiver Eigenschaften von Klebeverbundsystemen angesehen [MARX et al. 1992]. Zur Kraftübertragung wurden früher Häkchen oder Schrauben in die Kompositprobe einpolymerisiert. Dadurch können die Lichthärtung, die Schrumpfungseigenschaften des Komposits während der Aushärtung und die Spannungsverteilung entlang der Testfläche negativ beeinflusst werden.

Unter Krafteinwirkung treten an den Rändern der Verbundfläche Spannungsmaxima und in deren Zentrum Spannungsminima auf [VAN NOORT et al. 1989]. Idealerweise sollte die Kraft exakt im Zentrum der Probe angreifen, da die Genauigkeit der Messung zunimmt, je gleichmäßiger die einwirkende Kraft auf der Testfläche verteilt ist.

In dieser Studie wurde die Probe nicht mit einem Häkchen oder einer Schraube versehen, sondern es wurde jeweils eine Aluminiumhülse mit einem Außengewinde verwendet. Dadurch wurden eine reproduzierbare Klebefläche von 7,07mm² sowie ein reproduzierbares Volumen des verwendeten Komposits sichergestellt.

Die Probe wurde nach 24h Wasserlagerung mit Hilfe ihres Außengewindes an der Zugapparatur befestigt. Durch die axiale Kraftübertragung mittels eines Stahlseiles sollte die Krafteinwirkung gleichmäßig auf der Klebefläche verteilt werden.

4.2 Besprechung der Ergebnisse

In dieser Studie wurden alle Adhäsivsysteme in Verbindung mit der Moist-Bonding-Technik angewandt. Diese Technik hat sich in den letzten Jahren bewährt. Durch das Wasser im feuchten Dentin wird ein Kollabieren des Kollagenfasergeflechtes verhindert, die freigelegten Kollagenfasern bleiben geöffnet und es kann eine ausreichende Monomerpenetration durch Verdrängung des Wassers stattfinden [HALLER 1994]. Diese Technik ist vor allem für Primer-Adhäsive auf Aceton-Basis essentiell [HALLER et al. 1999]. Andererseits wurde gezeigt, dass die Moist-Bonding-Technik auch bei Verwendung von Primern auf Wasser/Ethanol-Basis (z.B. OptiBond FL) zu keiner Beeinträchtigung der Dentinhaftung führte [MOLL et al. 2000].

4.2.1 Einfluss des Komposits auf die Verbundfestigkeit

Bei Verwendung des lichthärtenden Komposits (Brilliant) wurden relativ hohe Verbundfestigkeiten gemessen und abhängig vom Bondingsystem adhäsive bzw. kohäsive Frakturflächen beobachtet. Im Vergleich dazu führte die Verwendung des chemisch härtenden Komposits (Brilliant MH) bei allen Adhäsivsystemen mit Ausnahme von Excite DSC und Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator zu schlechteren Ergebnissen. Des Weiteren traten bei Verwendung des chemisch härtenden Komposits nahezu ausschließlich adhäsive Brüche zwischen dem Adhäsiv und dem Komposit auf. Dies kann ein Indiz für eine chemische Unverträglichkeit zwischen den betreffenden Bondingsystemen und dem chemisch härtenden Komposit sein. Die im Vergleich zu lichthärtenden Kompositen reduzierten Haftwerte und das Verbundversagen zwischen Komposit und Adhäsiv bei chemisch härtenden Kompositen in Verbindung mit Primer-Adhäsiven (z.B. Prime&Bond NT, OptiBond Solo plus) wurde auch in anderen Studien beobachtet [SANARES et al. 2001].

Diese Unverträglichkeit beruht auf Wechselwirkungen zwischen dem nukleophilen tertiären Amin des Beschleunigers im chemisch härtenden Komposit und den ungehärteten säurehaltigen Monomeren in der Sauerstoffinhibitionsschicht des Adhäsivs [TAY et al. 2003a].
Auch in der vorliegenden Studie war der Haftfestigkeitsverlust bei den selbstkonditionierenden Adhäsiven in Verbindung mit dem chemisch härtenden

Komposit (Brilliant MH) im Vergleich zu dem lichthärtenden Komposit (Brilliant) sehr hoch. Bei den Dentinhaftvermittlern Prompt L-Pop, Xeno III und AdheSE traten Werte unter 1 MPa, also nahe der Nachweisgrenze, auf. Eine andere Studie hat gezeigt, dass Einflaschensysteme mit chemisch härtenden Kompositen nicht die erwünschten Haftfestigkeiten hervorbringen [SWIFT et al. 2001]. Eine weitere Studie bestätigt die vorliegenden Ergebnisse von Prompt L-Pop, indem dieses Adhäsiv mit einem chemisch härtenden Komposit keinen messbaren Haftverbund erzielte [ASMUSSEN et al. 2003].

Die Geschwindigkeit und das Ausmaß der Polymerisation eines chemisch härtenden Komposites wird durch die Art der im Adhäsiv enthaltenen Säuremonomere beeinflusst. In Gegenwart von großen Mengen an organophosphathaltigen Monomeren, die als Weichmacher, Härter und Beschleuniger verwendet werden, wurde eine vollständige Hemmung der Polymerisation beobachtet [TAY et al 2003c]. Solche organischen Phosphorverbindungen sind in allen Adhäsiven vorhanden und könnten die schlechten Haftwerte erklären. OptiBond FL beinhaltet mit 6,5% Glycerol-dimethacrylat (GDMA) ebenfalls einen geringen Anteil eines organophosphathaltigen Monomers. Jedoch wird vermutlich aufgrund des hohen Füllstoffgehalts und der somit dickeren Adhäsivschicht trotzdem ein relativ starker Verbund erzielt.

Für vereinfachte selbstkonditionierende Adhäsivsysteme zeigten Tay et al. (2002b) in ihrer Studie, dass ihre gehärtete Adhäsivschicht wie eine semipermeable Membran aufgebaut ist. Hierzu testeten sie in ihrer Studie zwei Drei-Schritt-Systeme, sowie sechs Ein-Schritt-Systeme. Das verwendete lichthärtende Komposit wurde appliziert und bei der einen Hälfte der Proben gleich, bei der anderen Hälfte verzögert nach 20 Minuten ausgehärtet. Bei Verwendung von Drei-Schritt-Systemen ergaben sich dabei keinerlei Unterschiede bezüglich der Haftfestigkeit. Jedoch trat eine signifikante Herabsetzung der Haftfestigkeit bei den Ein-Schritt-Systemen auf, wenn das Komposit mit einer zeitlichen Verzögerung von 20 Minuten gehärtet wurde. Dies ist auf die gehärtete Adhäsivschicht des Ein-Schritt-Systems, die wie eine semipermeable Membran aufgebaut ist, zurückzuführen. Wasser hat somit die Möglichkeit aus den Dentinkanälchen durch die Adhäsivschicht zu diffundieren und sich zwischen dem Adhäsiv und dem ungehärteten Komposit anzusammeln (sog.

„water trees“) [TAY et al. 2002b]. In der Adhäsivschicht wurden zusätzlich hydrophile Komponenten gefunden, die Wasser an die Oberfläche befördern [TAY et al. 2003b]. Somit kann sich bei verzögerter Lichthärtung eine Wasserschicht zwischen Adhäsiv und Komposit bilden, die den Verbund beeinträchtigt.
Aufgrund der verzögerten Polymerisation bei chemisch härtenden Kompositen findet hier der gleiche Mechanismus statt. Es bleibt genügend Zeit für das Wasser, durch die semipermeable Membran der gehärteten Adhäsivschicht zu dringen, und somit den Verbund zu beeinträchtigen. Zusätzlich wird der Auswärtsstrom des Wassers durch die in der Adhäsivschicht vorhandenen hydrophilen Komponenten unterstützt [TAY et al. 2003b]. Diese beiden Punkte könnten zusätzlich zur chemischen Unverträglichkeit ein weiterer Grund für die extrem niedrigen Haftwerte chemisch härtender Komposite sein.

Anhand dieser Aussagen kann spekuliert werden, ob negative Wechselwirkungen zwischen dem chemisch härtenden Komposit und den selbstkonditionierenden Systemen vermeidbar wären, indem erst die Applikation des säurehaltigen Primers und danach das separate Auftragen eines Adhäsivs, das frei von Säuremonomeren ist, erfolgt. Jedoch wurden auch bei Verwendung des chemisch härtenden Komposits (Brilliant MH) mit dieser Art von Adhäsiven (z.B. Clearfil SE Bond, AdheSE) in der vorliegenden Studie sehr starke Haftfestigkeitsverluste beoabachtet.
Die Ursache dürfte darin liegen, dass auch die Adhäsive ähnlich wie die Primer saure Monomere enthalten, ähnlich dem Monomer GDMA im Falle des OptiBond FL - Adhäsivs. Als Problemlösungsansatz für die Praxis bleibt die Empfehlung, nach der Aushärtung von säurehaltigen Adhäsiven diese mit einer ca. 0,5-1mm dicken Schicht eines lichthärtenden Flow-Komposits zu überschichten, bevor das chemisch härtende Aufbaukomposit appliziert wird.

4.2.2 Einfluss des Härtungsmodus der verwendeten Bondingsysteme

Um der chemischen Unverträglichkeit zwischen dem Bonding und dem chemisch härtenden Komposit entgegenzuwirken, wurden von einigen Firmen sogenannte Dual-Cure-Aktivatoren entwickelt. Diese bieten bei drei der verwendeten Bondingsysteme die Möglichkeit sowohl zur lichthärtenden als auch zur dualhärtenden Anwendung (Excite, Prime&Bond NT, OptiBond Solo plus). Bei den dualhärtenden Systemen wird das Adhäsiv entweder mit der Dual Cure Activator - Lösung in gleichen Anteilen vermischt (Prime&Bond NT, OptiBond Solo plus) oder das Adhäsiv wird bei der Aufnahme in Mikrofaserbürstchen, deren Fasern mit Initiatoren beschichtet sind, aktiviert und gleich darauf auf das Dentin appliziert (Excite DSC). Durch die Verwendung der Aktivatorlösungen kommt es möglicherweise zu einer Verdünnung der Monomere und der Photoinitiatoren, sowie zu einer Änderung des Mischungsverhältnisses der Lösungsmittel und der Monomere. Im Falle von Prime&Bond NT, verändert die Zugabe des Dual Cure Activators sogar die Zusammensetzung des Lösungsmittels. Aus einem acetonhaltigen Lösungsmittel entsteht durch die Zugabe des Aktivators ein aceton/ethanolhaltiges Lösungsmittel.
Die oben beschriebene Veränderung der Bondinglösung durch die Zugabe der Dual Cure Activator - Lösung kann die Haftfestigkeit beeinträchtigen. Der Haftfestigkeitsverlust bei OptiBond Solo plus, Excite DSC und Prime&Bond NT bei Verwendung dieser Adhäsive mit dem Dual Cure Activator in Kombination mit dem lichthärtenden Komposit (Brilliant) kann somit erklärt werden. Zusätzlich kann durch das Mischen der dualhärtenden Komponente mit dem eigentlichen Adhäsiv angenommen werden, dass es hierdurch zu einer längeren Aushärtungszeit kommt, was wiederum die osmotische Diffusion von Wasser aus dem Dentin und die daraus resultierende Wasserspeicherung zwischen Adhäsiv und Komposit begünstigt [TAY et. al. 2003b].

Die Anwendung der Dual Cure Activator - Lösungen in Verbindung mit dem chemisch härtenden Komposit (Brilliant MH) brachte in der vorliegenden Studie lediglich eine schwache Tendenz zu erhöhten Haftfestigkeiten im Falle von Prime&Bond NT und OptiBond Solo plus. Angesichts dieses schwachen Effektes muss bei diesen Primer-Adhäsiven trotz der Verwendung des Dual-Cure-Aktivators von einer

Unverträglichkeit mit chemisch härtenden Kompositen ausgegangen werden. Eine solche Unverträglichkeit wurde für Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator auch von anderen Autoren beschrieben [O'KEEFE et al. 2001]. Die Haftfestigkeitswerte aus dieser Studie sind mit den Werten der vorliegenden Untersuchung vergleichbar. Von OptiBond solo plus wird berichtet, dass die Benutzung des Dual-Cure-Aktivators in Zusammenhang mit einem chemisch härtenden Komposit auf feuchtem Dentin ebenfalls nur geringen Einfluss auf die Haftfestigkeit hatte [TAY et al. 2003b]. Auch diese Beobachtung steht im Einklang mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie.
Bei Verwendung von Excite DSC traten mit dem chemisch härtenden Komposit (Brilliant MH) gleiche Haftwerte wie mit dem lichthärtenden Komposit (Brilliant) auf. Dies kann anhand der publizierten Literatur nicht erklärt werden. Denkbar ist, dass die Imprägnierung des Mikrobrushs mit Initiatoren es ermöglicht, die beabsichtigte Aktivierung herbeizuführen, ohne dass das Adhäsiv dadurch verdünnt wird.

4.2.3 Einfluss des Adhäsivs auf die Verbundfestigkeit

Inzwischen werden immer einfacher anwendbare Dentin-Adhäsiv-Systeme entwickelt, um eine schnellere, benutzerfreundlichere und weniger fehleranfällige Verarbeitung zu erreichen [TAY et al. 2002a].
Die höchsten Werte zeigten sich mit Clearfil SE Bond in Verbindung mit dem lichthärtenden Komposit (Brilliant). Vergleichbar hohe Haftwerte dieses Bondingsystems am Dentin werden auch von anderen Autoren berichtet [TOLEDANO et al. 2001, TAKAHASHI et al. 2002]. Die hohe Haftfestigkeit von Clearfil SE Bond könnte auf die besonderen Eigenschaften des Monomers MDP zurückzuführen sein, das sowohl im Primer als auch im Adhäsiv enthalten ist. Von anderen Autoren wurden mit Adhäsiven, die ähnliche Monomerbestandteile (MDPB) enthalten, ebenfalls hohe Haftfestigkeiten erzielt [IMAZATO et al. 1997].
Eine andere Studie kam zu dem Ergebnis, dass eine zusätzliche Ätzung mit Phosphorsäure vor Applikation des selbstätzenden Adhäsives bei Clearfil SE Bond zu einer Abnahme der Haftfestigkeit führt [TORII et al. 2002]. Dies bestätigt die effektive Ätzwirkung des selbstätzenden Clearfil SE Primers. Eine zu lange Ätzung kann bei Etch&Rinse - Systemen zu einer erhöhten Demineralisation und zu einer Herabsetzung der Haftfestigkeitswerte führen [HASHIMOTO et al. 2000]. Somit

stellen das gleichzeitige Ätzen und Primen des Dentins im Rahmen selbstkonditionierender Systeme einen Vorteil dar.

Clearfil SE Bond war in der vorliegenden Studie der einzige Haftvermittler, bei dem kohäsive Brüche im Dentin beobachtet wurden. Bei allen anderen Systemen traten hauptsächlich adhäsive Brüche auf. Diese Beobachtung spricht für geringere Haftfestigkeiten oder für eine geringere Eigenfestigkeit der Bondingschicht.
Ein adhäsiver Bruch entsteht entweder zwischen Bonding und Komposit oder entlang der Grenzfläche zwischen Bonding und Dentin. Letzteres ist der ungünstigere Fall, da hierdurch das Risiko der postoperativen Sensibilität steigt und eine bakterielle Besiedelung des Dentins gefördert wird. Ein adhäsiver Bruch entlang der Dentinoberfläche bedeutet, dass der Verbund zwischen Bonding und Dentinstruktur für den Bruch verantwortlich ist.

Das Lösungsmittel [TAY et al. 1996, PERDIGAO et al. 2001], der Füllergehalt [MIYAZAKI et al. 1995] des Adhäsivs und die Oberflächenfeuchtigkeit des Dentins [PERDIGAO et al. 1993, MOLL et al. 2000] sind mögliche Faktoren, die den Verbund beeinflussen:

1. Zum einen spielen die Lösungsmittel der Adhäsivsysteme, die in Systeme auf wasser-, ethanol und acetonhaltiger Basis unterteilt werden können, eine Rolle. Das Drei-Schritt-System OptiBond FL, auf Wasser- und Ethanol-Basis, sowie die Zwei-Schritt-Systeme Excite und OptiBondSolo Plus, beide auf Ethanol-Basis, zeigen keine signifikanten Unterschiede der Haftfestigkeit. Das Zwei-Schritt-System Prime&Bond NT hingegen, welches als einziges Aceton als Lösungsmittel besitzt, erbrachte niedrigere Ergebnisse. Vergleichbare Werte lassen sich auch in anderen Studien finden [SZEP et al. 2001, SUNICO et al. 2002].

   Die signifikanten Unterschiede zwischen den Zwei-Schritt-Systemen könnten auf die Lösungsmittelbestandteile in den Adhäsiven zurückzuführen sein. Ethanolhaltige Dentinadhäsive schneiden bei Haftfestigkeitsmessungen häufig besser ab als acetonbasierte Haftvermittler [SZEP et al. 2001]. Auch bei den selbstkonditionierenden Systemen waren mit den ethanolhaltigen Adhäsiven hohe Haftwerte zu beobachten. Hierzu gehören Clearfil SE Bond und Xeno III.

2. Zum anderen ist der Füllstoffgehalt des Adhäsives zu betrachten. Mit Glaspartikeln gefüllte Adhäsive bilden beim Auftragen eine dickere Schicht [LABELLA et al. 1999]. Diese ruft eine bessere Stabilität der Adhäsivschicht hervor, dient als elastische Schicht und nimmt Spannungen auf, die bei der Polymerisationsschrumpfung entstehen [BLUNCK et al. 1997; LABELLA et al. 1999].

   Somit könnten auch die hohen Haftwerte von OptiBond FL auf den hohen anorganischen Füllstoffgehalt (ca. 48Gew.%) dieses Adhäsivs zurückgeführt werden. Bei OptiBond FL trat der Bruch häufig zwischen Bonding und Komposit auf, was auf eine gute Abdichtung des Adhäsivs am Dentin schließen lässt. Jedoch wurden auch mit Excite, das nur einen Fülleranteil von 0,5Gew.% enthält, hohe Haftfestigkeitswerte erzielt. Hierzu lässt sich in der Literatur keine Erklärung finden. Neuere Untersuchungen haben gezeigt, dass die initialen Verbundfestigkeiten von neueren Etch&Rinse - Drei-Schritt- und Etch&Rinse - Zwei-Schritt-Systemen kaum noch nennenswerte Unterschiede aufweisen. Allerdings haben sich die Drei-Schritt-Systeme im Langzeitversuch als beständiger erwiesen [DE MUNCK et. al. 2003].

3. Auch die Feuchtigkeit des Dentins hat einen Einfluss auf die Haftfestigkeit. Die höchsten Haftwerte wurden mit feuchtem Dentin erreicht [Perdigao et al. 1993]. Auch in dieser Studie wurde wie schon oben erläutert die entsprechende Moist - Bonding - Technik angewandt.

   Bei den selbstkonditionierenden Dentinprimern mit hohem Wassergehalt kann allerdings beim Moist Bonding ein „Overwetting“ mit Herabsetzung der Haftfestigkeit entstehen [TAY et al. 1996, HALLER et al. 1999]. Dies könnte zusätzlich, neben der Monomerzusammensetzung, die geringen Haftwerte von Prompt L-Pop (Wassergehalt im Blister B 70-80Gew.%) begründen.

Die Verbundfestigkeiten von Etch&Rinse - Systemen und selbstkonditionierenden Systemen, sowie von Mehr- und Ein-Schritt-Systemen sind in Zusammenhang mit dem lichthärtenden Komposit vergleichbar. Es kann angenommen werden, dass die Ätzkapazität dieser Systeme heutzutage ähnlich effektiv ist. Noch vor einigen Jahren wurden mit Mehrkomponenten-Haftvermittlern wesentlich höhere Verbundfestigkeiten

gemessen als mit Ein-Flaschen-Präparaten [HALLER 1996; FRANKENBERGER et al. 1996; HALLER et al. 1999].

4.3 Schlussfolgerung

Bei Betrachtung der vorliegenden Ergebnisse scheint weder die Art des Adhäsivsystems (Etch&Rinse - Systeme, selbstkonditionierende Systeme), noch die Anzahl der verwendeten Lösungen oder Schritte (Drei-, Zwei- und Ein-Schritt-Systeme) in den vorliegenden Adhäsivsystemen alleine für die Haftfestigkeitswerte verantwortlich zu sein. Selbst mit stark vereinfachten Adhäsivsystemen kann eine ausreichende Dentinhaftung erzielt werden. Der Wert der Dentinhaftfestigkeit wird somit durch die Zusammensetzung jedes einzelnen Bondingsystems beeinflusst.
Die Unverträglichkeit zwischen dem chemisch härtenden Komposit und einigen Bestandteilen vereinfachter Bondingsysteme wird durch das Einsetzen von Aktivatoren nicht zwangsläufig beseitigt. Eventuell könnte eine Erhöhung der Haftfestigkeit der chemisch härtenden Komposite durch Anwendung von dualhärtenden Komponenten jedoch ohne Verdünnung der Bestandteile erzielt werden. Auf jeden Fall sollte das Einsetzen von Aktivatoren in Kombination mit lichthärtenden Kompositen aufgrund des Risikos eines Haftfestigkeitsverlustes vermieden werden.

5 Zusammenfassung

In der vorliegenden *In-vitro* Studie wurden die Haftfestigkeiten verschiedenartiger Dentinhaftvermittler (OptiBond FL, Excite, Excite DSC (dual härtend), Prime&Bond NT ohne und mit Dual Cure Activator, OptiBond Solo plus ohne und mit Dual Cure Activator, OptiBond Solo plus Self Etch ohne und mit Dual Cure Activator, Prompt L-Pop, AdheSE, Xeno III und Clearfil SE Bond) miteinander verglichen. Es wurden sowohl Etch&Rinse- als auch selbstkonditionierende Systeme, sowohl Drei-Schritt- als auch Zwei- und Ein-Schritt-Systeme eingesetzt. Ziel dieser Untersuchung war es, sowohl den Einfluss des Härtungsmechanismus der Komposite, als auch den Einfluss der dualhärtenden Komponenten einiger Bondingsysteme auf die Dentinhaftfestigkeit herauszufinden.
Als Komposite kamen zum einen das lichthärtende Komposit Brilliant, zum anderen das chemisch härtende Komposit Brilliant MH desselben Herstellers zum Einsatz.

Für die Untersuchungen wurden 260 extrahierte, kariesfreie Weisheitszähne verwendet. Mittels einer Säge wurden Dentinschliffflächen hergestellt. Anschließend wurden pro Bondingsystem 20 Proben, jeweils die Hälfte mit Brilliant, die andere Hälfte mit Brilliant MH geklebt. Nach 24 Stunden Wasserlagerung bei 37 °C wurde die Zughaftfestigkeit in einer Universalprüfmaschine gemessen. Die Bruchflächen der Proben wurden im Rasterelektronenmikrosop bei 1000-facher Vergrößerung auf freigelegte Dentinareale, Bonding- und Kompositreste hin untersucht. Zur statistischen Auswertung wurden die zweifaktorielle Varianzanalyse, der Student-Newman-Keuls Test (α=0,05) und der t-Test herangezogen.

Die Untersuchungen ergaben signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Adhäsivsystemen (p=0,000). Jedoch konnten keine generellen Unterschiede zwischen den Etch&Rinse - Systemen und den selbstkonditionierenden Systemen festgestellt werden. Die Ergebnisse zeigen, dass der Härtungsmechanismus des Komposits eine bedeutende Rolle spielt. Im Vergleich zu Brilliant wurden in Verbindung mit Brilliant MH, mit Ausnahme von Excite DSC und Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator, bei allen untersuchten Adhäsivsystemen signifkant niedrigere Haftfestigkeiten gemessen.

Die dualhärtenden Aktivatoren führten bei dem lichthärtenden Komposit (Brilliant) zu einem signifikanten Verlust und bei dem chemisch härtenden Komposit (Brilliant MH) zu einem Anstieg der Haftfestigkeit. Dieser ist im Falle von Excite signifikant, bei Prime&Bond NT und OptiBond solo plus nur tendenziell zu vermerken.
Die Auswertung der Frakturflächen ergab, dass nur vereinzelt Brüche im Dentin auftraten. Bei dem chemisch härtenden Komposit (Brilliant MH) waren in über 95% aller Proben Frakturen zwischen dem Bonding und dem Komposit zu finden. Dieses lässt eine chemische Unverträglichkeit von Bonding und dem chemisch härtenden Komposit vermuten.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass chemisch härtende Komposite mit den meisten vereinfachten Bondingsystemen nicht kompatibel sind. In der Kavität kann bei einer solchen Kombination also kein stabiler Verbund erwartet werden. In Ausnahmefällen können dualhärtende Komponenten dieses Phänomen kompensieren. Sie führen jedoch andererseits zu einer Herabsetzung der Haftfestigkeit bei lichthärtenden Kompositen. Die praktische Bedeutung dieses Befundes ist jedoch eher gering, da die Kombination von lichthärtenden Kompositen mit chemisch oder dual härtenden Bondingsystemen wenig Sinn macht.
Da in den meisten Fällen ein Abriss zwischen Komposit und Bonding stattfand, ist vermutlich keine erhöhte postoperative Sensibilität zu erwarten. Dies hängt letztendlich aber entscheidend von der jeweiligen Qualität der Dentinversiegelung ab und kann anhand der vorliegenden Ergebnisse nicht geklärt werden.

Abschließend bleibt zu sagen, dass die Dentinhaftung vereinfachter Bondingsysteme wohl entscheidender von der Monomerzusammensetzung abhängt, als von der Tatsache, ob es sich um ein Etch&Rinse - System oder ein selbstkonditionierendes System, beziehungsweise ob es sich um ein Ein- oder Zwei-Schritt- Adhäsiv handelt.

6 Literaturverzeichnis

1 Armstrong S.R., Vargas M.A., Fang Q., Laffoon J.E.: 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 5: 47-56 (2003)

2 Asmussen E.: Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins.
Oper Dent 10: 61-73 (1985a)

3 Asmussen E., Munksgaard E.C.: Adhesion of restorative resins to dentinal tissues. In: Vanherle G., Smith D.C. (eds): Posterior Composite resin dental restorative materials.
Minnesota Mining +Mfg.Co Minnesota, 217 (1985b)

4 Asmussen E., Peutzfeldt A.: Short- and long-term bonding efficacy of a self-etching, one-step adhesive.
J Adhes Dent 5: 41-45 (2003)

5 Blunck U., Pohl M., Dieker A.: Extraktionszeitpunkt und Kavitätenlage bei der In-vitro-Prüfung von Dentinhaftmitteln.
Dtsch Zahnärtzl Z 45: 639-642 (1990)

6 Blunck U., Roulet J.-F.: Einfluss der Wasserlagerung auf die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven.
Dtsch Zahnärztl Z 52: 806-808 (1997)

7 Bounocore M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.
J Dent Res 34: 849-853 (1955)

8 Brännström M.: Sensitivity of dentin.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 21: 517-526 (1966)

9 Brännström M., Linden L.A., Aström A.: The hydrodynamics of the dental tubule and of pulp fluid. A discussion of its significance in relation to dentinal sensitivity.
Caries Res 1: 310-317 (1967)

10 Cardoso P.E., Carrilho M.R., Francci C.E., Perdigao J.: Microtensile bond strengths of one-bottle dentin adhesives.
Am J Dent 2001 14: 22-24 (2001)

11 Coffey C.T., Ingram M.J., Bjorndal A.M.: Analysis of human dentinal fluid.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 30: 835-837 (1970)

12 Davidson C.L., De Gee A.J.: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites.
J Dent Res 63: 146-148 (1984a)

13 Davidson C.L., De Gee A.J., Feilzer A.: The competition between the composite-dentin bond strenght and the polymerization contraction stress.
J Dent Res 63: 1396-1399 (1984b)

14 De Munck J., Van Meerbeck B., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Suzuki K., Lambrechts P., Vanherle G.: Four year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin.
J Dent Res 82: 136-140 (2003)

15 Eick J.D. Gwinnett A.J., Pashley D.H., Robinson S.J.: Current concepts on adhesion to dentin.
Crit Rev Oral Biol Med 8: 306-335 (1997)

16 Eick J.D., Wilko R.A., Anderson C.H., Sorensen S.E.: Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microscope.
J Dent Res 49: 1359-1368 (1970)

17 Eliades G.C., Caputo A.A., Vougiouklakis G.J.: Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives.
Dent Mater 1: 170-176 (1985)

18 Erickson R.L.: Surface interactions of dentin adhesive materials.
Oper Dent (Suppl 5):81-94 (1992)

19 Erickson R.L., Glasspoole E.A.: Bonding to tooth structure. A comparison of glass-ionomer and composite-resin systems.
J Esthet Dent 6: 227-244 (1994)

20 Ernst C.-P., Willershausen B.: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite.
Zahnärztliche Mitteilungen 93: 790-800 (2003)

21 Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L.: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration.
J Dent Res 66: 1636-1639 (1987)

22 Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L.: Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations.
Dent Mater 6: 167-171 (1990)

23 Finger W.J.: Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations.
Am J Dent 1: 184-188 (1988)

24 Frankenberger R., Krämer N., Sindel J.: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer.
Dtsch Zahnärztl Z 51: 556-560 (1996)

25 Haller B.: Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung.
Zahnärztliche Mitteilungen 18: 86-97 (1992)

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

27 Haller B.: Einkomponenten Adhäsive –Aktueller Entwicklungsstand.
In Heidemann D (Hrsg.): Dtsch Zahnärzte Kalender 1997: 169-188
Hanser, München (1996)

28 Haller B., Blunck U.: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme.
Zahnärztliche Mitteilungen 93: 808-818 (2003)

29 Haller B., Fritzenschaft A.: Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittler bei Dry und Moist Bonding in vitro.
Dtsch Zahnärztl Z 54 : 225-230 (1999)

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

31 Hashimoto M., Ohno H., Endo K., Kaga M., Sano H., Oguchi H.: The effect of hybrid layer thickness on bond strenght: demineralized dentin zone of the hybrid layer.
Dent Mater 16: 406-411 (2000)

32 Hellwig E., Klimek J., Attin, Th.: Einführung in die Zahnerhaltung.
Urban und Fischer- Verlag: 128-130, 141-145 (1999)

33 Imazato S., Kinomoto Y., Tarumi H., Torii M., Russell R.R., McCabe J.F.: Incorporation of antibacterial monomer MDPB into dentin primer.
J Dent Res 76: 768-772 (1997)

34 Kemp-Scholte C.M., Davidson C.L., Marginal sealing of curing contraction gaps in Class V composite resin restorations.
J Dent Res 67: 841-845 (1988)

35 Ketterl W.: Studie über das Dentin der permanenten Zähne des Menschen.
Stoma 14: 79-112 (1961)

36 Krejci I., Lutz F., Füllemann J.: Zahnfarbene Inlays/Overlays.
Schweiz Monatsschr Zahnmed, Vol. 102: 73-80 (1992)

37 Kunzelmann K.-H., Hickel R.: Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen.
Die Adhäsivtechnologie 3M ESPE AG (2001)

38 Labella R., Lambrechts P., Van Meerbeek B., Vanherle G.: Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives.
Dent Mater 15: 128-137 (1999)

39 Lambrechts P., Braem M., Vanherle G.: Klinische Erfahrung mit Composites und Dentin-Adhäsiven im Seitenzahnbereich. I: Klinische Beurteilung von Composites.
Phillip J 1: 12-28 (1988)

40 Lang H., Müllejans R., Schüler N., Schüpbach P., Nolden R., Raab W.H.-M.: Verlaufsrichtung der Dentintubuli und der Verbund adhäsiv-befestigter Werkstoffe.
Dtsch Zahnärztl Z 56: 527-531 (2001)

41 Lehmann K.M., Hellwig E.: Einführung in die restaurative Zahnheilkunde.
Urban und Schwarzenberg: 32 (1998)

42 Lutz F., Krejci I., Frischknecht A.: Lichtpolymerisation.
Schweizer Monatsschr Zahnmed, Vol. 102: 575-582 (1992)

43 Lutz F., Krejci I., Schüpbach P.: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen.
Schweiz Monatsschr Zahnmed, Vol. 103: 537-547 (1993)

44 Manhart J., Chen H.Y., Kunzelmann K.-H., Hickel R.: Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen-Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin.
Dtsch Zahnärztl Z 55: 128-133 (2000)

45 Mayer T., Pioch T., Duschner H., Staehle H.J.: Dentinal adhesion and histomorphology of two dentinal bonding agents under the influence of eugenol.
Quintessence Int 28: 57-62 (1997)

46 Marx, H., Haass, C.: Zug- oder Schertest. Welcher Test ist für den Verbund Metall/Kunststoff aussagekräftiger?
Dtsch Zahnärztl Z 47, 165-168 (1992)

47 Miller W. A., Eick J.D., Neiders M.E.: Inorganic components of the peritubular dentin in young human permanent teeth.
Caries Res 5: 264-278 (1971)

48 Miyazaki M, Ando S., Hinoura K., Onose H., Moore B.K.: Influence of filler addition to bonding agents on shear bond strength to bovine dentin.
Dent Mater 11: 234-238 (1995)

49 Moll K., Haller B.: Effect of intrinsic and extrinsic moisture on bond strength to dentine.
J Oral Rehabil 27:150-165 (2000)

50 Moll K., Park H.-J., Haller B.: Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives.
J Adhes Dent 4: 171-180 (2002)

51 Nakabayashi, N., Ashizawa, M., Nakamura, M.: Identification of a resin- dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin.
Quintessence Int 23, 135-141 (1992)

52 O'Keefe K.L., Powers J.M.: Adhesion of resin composite core materials to dentin.
Int J Prosthodont 14: 451-456 (2001)

53 Pashley D.H.: Dentin: A dynamic substrate - a review.
Scanning Microscopy 3: 161-176 (1989)

54 Pashley D.H.: Clinical correlations of dentin structure and function.
J Prosthet Dent 66: 777-781 (1991)

55 Pashley D.H., Ciucchi B., Sano H.: Dentin as a Bonding Substrate.
Dtsch Zahnärztl Z 49: 760-763 (1994)

56 Pashley D.H., Horner J.A., Brewer P.D.: Interactions of conditioners on the dentin surface.
Oper Dent, Suppl 5: 137-150 (1992)

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

58 Pashley E.L., Tao L., Matthews W.G., Pashley D.H.: Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems.
Dent Mater 9: 19-22 (1993)

59 Perdigao J., Frankenberger R.: Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion.
Quintessence Int. 32: 385-390 (2001)

60 Perdigao J., Swift E.J., Cloe B.C.: Effects of etchants, surface moisture, and resin composite on dentin bond strengths.
Am J Dent 6: 61-64 (1993)

61 Phillips R.W., Ryge G.: Adhesive restorative dental materials. Proceedings of a workshop.
Spencer, Indiana: Owen Litho. (1961)

62 Prati C., Biagini G., Rizzoli C., Nucci C., Zucchini C., Montanari G.: Shear bond strength and SEM evaluation of dentinal bonding systems.
Am J Dent 3: 283-288 (1990)

63 Powers J.M., Finger W.J., Xie J.: Bonding of composite resin to contaminated human enamel and dentin.
J Prosthodont 4: 28-32 (1995)

64 Powis D.R., Folleras T., Merson S.A., Wilson A.D.: Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel.
J Dent Res 61: 1416-1422 (1982)

65 Roeters J., De Kloet H.: Kosmetische Zahnheilkunde mit Hilfe von Komposit.
Quintessenz-Verlag-GmbH: 37-45 (1992)

66 Sanares A.M., Itthagarun A., King N.M., Tay F.R., Pashley D.H.: Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites.
Dent Mater 17: 542-556 (2001)

67 Schaller H.G.; Götze W.: Der Einfluss verschiedener Dentinhaftvermittler auf die Dentinpermeabilität.
Dtsch Zahnärztl Z 48: 728-732 (1993)

68 Schaller H.G., Kielbassa A.M., Hahn P., Attin T., Hellwig E.: Die Haftung von Dentinhaftvermittlern an kariös verändertem Dentin.
Dtsch Zahnärztl Z 53: 69-72 (1998)

69 Schroeder H.E: Orale Strukturbiologie.
Thieme Verlag: 123 (1982)

70 Schuepbach P., Krejici I., Lutz F.: The resin-dentin hybrid layer: comparative SEM, TEM and confocal microscopic examinantion.
J Dent Res 73: 107 (1994)

71 Smillie A.C.: The chemistry of the organic phase of teeth. In: Zipkin I.:Biological Mineralisation.
Wiley, New York: 139 (1973)

72 Stanford J.W., Sabri Z., Jose S.: A comparison of effectiveness of dentine bonding agents.
Int Dent J 35: 139-144 (1985)

73 Sunico M.C., Shinkai K., Medina III V.O., Shirono M., Tanaka N., Katoh Y: Effect of surface conditioning and restorative material on the shear bond strenght and resin-dentin interface of a new one-bottle nanofilled adhesive.
Dent Mater 18: 535-542 (2002)

74 Swift E.J., Perdigao J., Combe E.C., Simpson C.H., Nunes M.F.: Effects of restorative and adhesive curing methods on dentin bond strengths.
Am J Dent 14: 137-140 (2001)

75 Szep S., Kessler B., May A., Langner N., Gerhardt T., Schriever A., Becker J., Heidemann D.: Haftkraft und Randschlussverhalten modernen Dentinhaftvermittlersysteme bei simuliertem Liquordruck in vitro.
Dtsch Zahnärztl Z 56: 532-538 (2001)

76 Takahashi A., Sato Y., Uno S., Pereira P.N., Sano H.: Effects of mechanical properities of adhesive resins on bond strenght to dentin.
Dent Mater 18: 263-268 (2002)

77 Tay F.R., Feng L., Suh B., Pashley D.: Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemical-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers.
J Adhes Dent 5: 267-282 (2003c)

78 Tay F.R., Gwinnett A.J., Wei S.H.: The overwet phenomenon: A transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface.
Am J Dent 9: 161-166 (1996)

79 Tay F.R., Pashley D.H.: Dental adhesives of the future.
J Adhes Dent 4:91-103 (2002a)

80 Tay F.R., Pashley D.H., Suh B.I. Carvalho R.M., Itthagarun A.: Single-step adhesives are permeable membranes.
J Dent 30: 371-382 (2002b)

81 Tay F.R., Pashley D.H., Yiu C.K.Y., Sanares A.M.E., Wei S.H.Y.: Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive.
J Adhes Dent 5: 27-40 (2003a)

82 Tay F.R., Suh B.I., Pashley D.H., Prati C., Chuang S.-F., Li F.: Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single bottle, total-etch adhesive.
J Adhes Dent 5: 91-105 (2003b)

83 Technical Report ISO TR 11405: Dental materials - Guidance on testing of adhesion to tooth structure.
First edition (1994)

84 Toledano M., Osorio R., De Leonardi G., Rosales-Leal J., Ceballos L., Cabrerizo-Vilchez M.A.: Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin.
Am J Dent 14: 205-210 (2001)

85 Torii Y., Itou K., Nishitani Y., Ishikawa K., Suzuki K.: Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin.
Am J Dent 15: 305-308 (2002)

86 Van Meerbeek B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate.
Dtsch Zahnärztl Z 49: 977-984 (1994)

87 Van Meerbeck B., Dhem A., Goret-Nicaise M., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G: Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin-interdiffusion zone.
J Dent Res 72: 495-501 (1993)

88 Van Meerbeck B., Inokoshi S., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems.
J Dent Res 71: 1530-1540 (1992)

89 Van Noort, R., Noroozi, S. Howard, I.C., Cardew, G.: A critique of bond strength measurements.
J Dent 17, 61-67 (1989)

90 Versluis A., Tantbirojn D., Douglas W.H.: Do dental composites always shrink toward the light?
J Dent Res 77: 1435-1445 (1998)

91 Watanabe L.G., Marshall G.W., Marshall S.J.: Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location.
Dent Mater 12: 109-115 (1996)

7 Anhang

7.1 Ergebnistabellen

Tabelle 8: Versuchsreihe A

Lichthärtendes Komposit Brilliant und

Dentinhaftmittel OptiBond FL

Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
A1	26,32	Typ 4
A2	16,87	Typ 4
A3	26,23	Typ 4
A4	15,63	Typ 4
A5	15,18	Typ 4
A6	18,90	Typ 4
A7	14,76	Typ 4
A8	17,92	Typ 4
A9	25,74	Typ 4
A10	17,97	Typ 4
Mittelwert	19,55	
Standardabweichung	4,70	

Tabelle 9: Versuchsreihe B

Lichthärtendes Komposit Brilliant und
Dentinhaftmittel Excite
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
B1	15,10	Typ 3
B2	20,92	Typ 3
B3	16,52	Typ 3
B4	16,50	Typ 5
B5	26,95	Typ 5
B6	11,42	Typ 5
B7	23,93	Typ 5
B8	16,14	Typ 5
B9	19,10	Typ 5
B10	15,88	Typ 5
Mittelwert	18,25	
Standardabweichung	4,58	

Tabelle 10: Versuchsreihe C

Lichthärtendes Komposit Brilliant und
Dentinhaftmittel Excite DSC
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
C1	5,65	Typ 5
C2	9,86	Typ 4
C3	16,53	Typ 5
C4	8,82	Typ 5
C5	24,41	Typ 5
C6	16,97	Typ 5
C7	18,47	Typ 5
C8	17,56	Typ 5
C9	13,07	Typ 4
C10	7,17	Typ 5
Mittelwert	13,85	
Standardabweichung	5,94	

Tabelle 11: Versuchsreihe D

Lichthärtendes Komposit Brilliant und
Dentinhaftmittel Prime&Bond NT
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
D1	8,28	Typ 4
D2	9,35	Typ 3
D3	5,77	Typ 3
D4	12,09	Typ 4
D5	9,62	Typ 3
D6	11,06	Typ 4
D7	11,58	Typ 5
D8	10,41	Typ 5
D9	12,22	Typ 5
D10	11,69	Typ 3
Mittelwert	10,21	
Standardabweichung	2,03	

Tabelle 12: Versuchsreihe E

Lichthärtendes Komposit Brilliant und
Dentinhaftmittel Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
E1	6,66	Typ 3
E2	0,00	Typ 3
E3	6,74	Typ 3
E4	1,38	Typ 5
E5	1,86	Typ 3
E6	5,82	Typ 3
E7	6,54	Typ 3
E8	0,00	Typ 3
E9	3,18	Typ 3
E10	4,43	Typ 3
Mittelwert	3,66	
Standardabweichung	2,73	

Tabelle 13: Versuchsreihe F

Lichthärtendes Komposit Brilliant und
Dentinhaftmittel OptiBond Solo plus (Etch&Rinse)
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
F1	12,72	Typ 4
F2	19,81	Typ 4
F3	16,63	Typ 4
F4	21,14	Typ 2
F5	15,59	Typ 4
F6	15,38	Typ 4
F7	18,26	Typ 4
F8	21,60	Typ 4
F9	21,15	Typ 4
F10	16,70	Typ 1
Mittelwert	17,90	
Standardabweichung	2,98	

Tabelle 14: Versuchsreihe G

Lichthärtendes Komposit Brilliant und Dentinhaftmittel
OptiBond Solo plus mit Dual Cure Activator (Etch&Rinse)
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
G1	12,58	Typ 4
G2	11,35	Typ 4
G3	13,46	Typ 5
G4	11,98	Typ 5
G5	10,38	Typ 4
G6	9,16	Typ 4
G7	11,12	Typ 4
G8	11,54	Typ 4
G9	7,90	Typ 4
G10	9,96	Typ 4
Mittelwert	10,94	
Standardabweichung	1,65	

Tabelle 15: Versuchsreihe H

Lichthärtendes Komposit Brilliant und
Dentinhaftmittel OptiBond Solo plus Self Etch
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
H1	15,95	Typ 5
H2	14,08	Typ 5
H3	12,34	Typ 4
H4	9,36	Typ 5
H5	17,95	Typ 5
H6	9,80	Typ 4
H7	15,09	Typ 5
H8	15,24	Typ 4
H9	15,35	Typ 4
H10	12,83	Typ 4
Mittelwert	13,80	
Standardabweichung	2,73	

Tabelle 16: Versuchsreihe I

Lichthärtendes Komposit Brilliant und Dentinhaftmittel
OptiBond Solo plus Self Etch mit Dual Cure Activator
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
I1	8,38	Typ 4
I2	11,64	Typ 4
I3	11,38	Typ 4
I4	11,30	Typ 5
I5	7,40	Typ 5
I6	11,02	Typ 5
I7	10,09	Typ 4
I8	7,63	Typ 5
I9	10,89	Typ 5
I10	9,82	Typ 5
Mittelwert	9,96	
Standardabweichung	1,60	

Tabelle 17: Versuchsreihe J

Lichthärtendes Komposit Brilliant und
Dentinhaftmittel Prompt L-Pop
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
J1	11,52	Typ 4
J2	2,63	Typ 4
J3	0,00	Typ 5
J4	8,49	Typ 4
J5	9,26	Typ 4
J6	2,13	Typ 4
J7	8,96	Typ 5
J8	12,69	Typ 4
J9	1,08	Typ 4
J10	6,45	Typ 4
Mittelwert	6,32	
Standardabweichung	4,55	

Tabelle 18: Versuchsreihe K

Lichthärtendes Komposit Brilliant und
Dentinhaftmittel Clearfil SE Bond
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
K1	34,24	Typ 1
K2	34,29	Typ 1
K3	23,45	Typ 1
K4	32,51	Typ 1
K5	39,48	Typ 1
K6	33,99	Typ 1
K7	28,63	Typ 2
K8	34,31	Typ 1
K9	34,21	Typ 1
K10	30,39	Typ 2
Mittelwert	32,55	
Standardabweichung	4,28	

Tabelle 19: Versuchsreihe L

Lichthärtendes Komposit Brilliant und

Dentinhaftmittel Xeno III

Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
L1	19,65	Typ 5
L2	19,64	Typ 4
L3	16,21	Typ 4
L4	16,36	Typ 4
L5	15,72	Typ 4
L6	20,12	Typ 1
L7	20,86	Typ 4
L8	16,62	Typ 5
L9	8,07	Typ 4
L10	14,12	Typ 4
Mittelwert	16,74	
Standardabweichung	3,78	

Tabelle 20: Versuchsreihe Y

Lichthärtendes Komposit Brilliant und

Dentinhaftmittel AdheSE

Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
Y1	14,23	Typ 4
Y2	37,29	Typ 1
Y3	15,56	Typ 4
Y4	8,84	Typ 4
Y5	18,07	Typ 5
Y6	1,40	Typ 5
Y7	19,45	Typ 4
Y8	28,25	Typ 5
Y9	11,30	Typ 4
Y10	15,84	Typ 5
Mittelwert	17,02	
Standardabweichung	9,99	

Tabelle 21: Versuchsreihe M

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und
Dentinhaftmittel OptiBond FL
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
M1	15,79	Typ 4
M2	9,79	Typ 5
M3	9,95	Typ 4
M4	17,73	Typ 5
M5	15,72	Typ 4
M6	16,52	Typ 4
M7	16,70	Typ 5
M8	18,18	Typ 5
M9	13,04	Typ 4
M10	8,18	Typ 4
Mittelwert	14,20	
Standardabweichung	3,65	

Tabelle 22: Versuchsreihe N

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und
Dentinhaftmittel Excite
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
N1	2,79	Typ 4
N2	3,18	Typ 4
N3	0,00	Typ 4
N4	0,00	Typ 4
N5	0,00	Typ 4
N6	0,00	Typ 4
N7	0,00	Typ 4
N8	5,53	Typ 4
N9	0,00	Typ 4
N10	3,28	Typ 4
Mittelwert	1,48	
Standardabweichung	2,04	

Tabelle 23: Versuchsreihe O

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und
Dentinhaftmittel Excite DSC
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
O1	10,29	Typ 4
O2	10,69	Typ 4
O3	14,65	Typ 4
O4	17,06	Typ 2
O5	15,29	Typ 4
O6	12,62	Typ 4
O7	8,64	Typ 2
O8	15,06	Typ 4
O9	15,98	Typ 4
O10	9,75	Typ 2
Mittelwert	13,00	
Standardabweichung	2,98	

Tabelle 24: Versuchsreihe P

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und
Dentinhaftmittel Prime&Bond NT
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
P1	0,00	Typ 5
P2	0,00	Typ 4
P3	0,00	Typ 4
P4	0,00	Typ 4
P5	0,00	Typ 4
P6	0,00	Typ 4
P7	0,00	Typ 4
P8	0,00	Typ 5
P9	2,60	Typ 4
P10	0,00	Typ 4
Mittelwert	0,26	
Standardabweichung	0,82	

Tabelle 25: Versuchsreihe Q

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und
Dentinhaftmittel Prime&Bond NT mit Dual Cure Activator
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
Q1	1,81	Typ 3
Q2	6,09	Typ 3
Q3	1,75	Typ 4
Q4	0,00	Typ 3
Q5	2,96	Typ 3
Q6	4,79	Typ 3
Q7	0,00	Typ 3
Q8	3,81	Typ 3
Q9	1,53	Typ 3
Q10	1,29	Typ 3
Mittelwert	2,40	
Standardabweichung	2,00	

Tabelle 26: Versuchsreihe R

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und
Dentinhaftmittel OptiBond Solo plus (Etch&Rinse)
Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
R1	0,00	Typ 4
R2	0,00	Typ 4
R3	0,00	Typ 4
R4	0,00	Typ 4
R5	9,00	Typ 4
R6	0,00	Typ 4
R7	9,81	Typ 4
R8	0,00	Typ 4
R9	8075	Typ 4
R10	11,34	Typ 4
Mittelwert	3,89	
Standardabweichung	5,07	

Tabelle 27: Versuchsreihe S

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und Dentinhaftmittel OptiBond Solo plus mit Dual Cure Activator (Etch&Rinse)

Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
S1	7,13	Typ 5
S2	0,00	Typ 4
S3	3,72	Typ 4
S4	0,00	Typ 4
S5	9,64	Typ 4
S6	7,95	Typ 4
S7	0,00	Typ 4
S8	7,87	Typ 4
S9	0,00	Typ 4
S10	9,59	Typ 4
Mittelwert	4,59	
Standardabweichung	4,27	

Tabelle 28: Versuchsreihe T

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und Dentinhaftmittel OptiBond Solo plus Self Etch

Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
T1	0,00	Typ 4
T2	7,36	Typ 2
T3	3,03	Typ 4
T4	0,00	Typ 4
T5	8,44	Typ 4
T6	7,96	Typ 4
T7	7,20	Typ 4
T8	0,00	Typ 5
T9	8,24	Typ 4
T10	0,00	Typ 4
Mittelwert	4,22	
Standardabweichung	3,93	

Tabelle 29: Versuchsreihe U

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und Dentinhaftmittel OptiBond Solo plus Self Etch mit Dual Cure Activator

Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
U1	5,06	Typ 4
U2	0,00	Typ 4
U3	0,00	Typ 4
U4	6,67	Typ 4
U5	0,00	Typ 4
U6	0,00	Typ 4
U7	7,09	Typ 4
U8	4,55	Typ 4
U9	0,00	Typ 4
U10	6,24	Typ 4
Mittelwert	2,96	
Standardabweichung	3,20	

Tabelle 30: Versuchsreihe V

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und Dentinhaftmittel Prompt L-Pop

Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
V1	3,28	Typ 4
V2	0,00	Typ 4
V3	0,00	Typ 5
V4	0,00	Typ 4
V5	0,00	Typ 4
V6	0,00	Typ 4
V7	0,00	Typ 4
V8	0,73	Typ 4
V9	0,00	Typ 4
V10	0,00	Typ 4
Mittelwert	0,40	
Standardabweichung	1,04	

Tabelle 31: Versuchsreihe W

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und

Dentinhaftmittel Clearfil SE Bond

Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
W1	8,57	Typ 4
W2	0,00	Typ 4
W3	5,82	Typ 4
W4	9,02	Typ 4
W5	10,43	Typ 4
W6	1,50	Typ 4
W7	7,92	Typ 4
W8	4,11	Typ 4
W9	5,55	Typ 4
W10	1,65	Typ 4
Mittelwert	5,46	
Standardabweichung	3,58	

Tabelle 32: Versuchsreihe X

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und

Dentinhaftmittel Xeno III

Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
X1	0,87	Typ 4
X2	0,00	Typ 4
X3	0,00	Typ 4
X4	0,00	Typ 4
X5	0,00	Typ 4
X6	0,00	Typ 4
X7	0,00	Typ 4
X8	0,00	Typ 4
X9	0,00	Typ 4
X10	0,00	Typ 4
Mittelwert	0,08	
Standardabweichung	0,28	

Tabelle 33: Versuchsreihe Z

Chemisch härtendes Komposit Brilliant MH und

Dentinhaftmittel AdheSE

Haftfestigkeit in MPa und (REM) - Frakturtyp der Proben

Probe	Haftfestigkeit in MPa	(REM) - Frakturtyp
Z1	0,00	Typ 4
Z2	0,00	Typ 4
Z3	4,12	Typ 4
Z4	0,00	Typ 4
Z5	0,00	Typ 4
Z6	0,00	Typ 4
Z7	0,00	Typ 4
Z8	0,00	Typ 4
Z9	0,00	Typ 4
Z10	0,00	Typ 5
Mittelwert	0,41	
Standardabweichung	1,30	

7.2 Materialliste

1	Diamantiertes Sägeblatt WOCO 50 Med Conrad Apparatebau GmbH, D-38678 Clausthal-Zellerfeld
2	Schleifmaschine WOCO SF 20 Conrad Apparatebau GmbH, D-38678 Clausthal-Zellerfeld
3	Schleifpapier WS-Flex 18-C P800 Nr. 2363 Conrad Apparatebau GmbH, D-38678 Clausthal-Zellerfeld
4	Beidseitg klebende Folie TESA Beiersdorf AG, D-20095 Hamburg
5	Paladur Heraus Kulzer GmbH, Philipp-Reis-Str. 8/13, D-61273 Wehrheim
6	Adhäsivsystem Optibond FL Kerr GmbH, Liststrasse 28, D-76185 Karlsruhe
7	Adhäsivsystem Excite Ivoclar Vivadent GmbH, Postfach 1152, D-73471 Ellwangen
8	Adhäsivsystem Prime&Bond NT Dentsply De Trey GmbH, De-Trey-Str.1, D-78467 Konstanz
9	Adhäsivsystem OptiBond Solo plus Kerr GmbH, Liststrasse 28, D-76185 Karlsruhe
10	Adhäsivsystem Prompt L-Pop 3M ESPE AG, ESPE Platz, D-82229 Seefeld
11	Adhäsivsystem Clearfil SE Bond Kuraray, Schiess-Str. 68, D-40549 Düsseldorf
12	Adhäsivsystem AdheSE Bond Ivoclar Vivadent GmbH, Postfach 1152, D-73471 Ellwangen
13	Adhäsivsystem XenoIII Dentsply De Trey GmbH, De-Trey-Str.1, D-78467 Konstanz
14	Komposit Brilliant Dentin Farbe A2 Coltène AG, CH-9450 Altstätten
15	Komposit Brilliant MH Dentin Farbe A2 Coltène AG, CH-9450 Altstätten
16	Sputtergerät K 550 EMITECH Ltd., GB-Ashford, Kent TN 24

17 Rasterelektronenmikroskop LEICA S420
Leica Cambridge Ltd. GB-Cambrigde CB 13 QM

18 Leit C Masse
Neubauer Chemikalien, Postfach 5726, D-48153 Münster

19 Probenteller
Agar Scientific Ltd, 66a Cambrigde Road, GB-Essex

20 Zwicki 1120, Software „testXpert“
Zwick GmbH, D-89079 Ulm

21 Kraftmessdose: Typ: KAP-S; Klasse: 0,05; Werk-Nr.: 129491
A.S.T.: Angewandte System-Technik GmbH
Marschnerstr. 26, 01287 Dresden

22 Spectrum 800
Dentsply De Trey GmbH, De-Trey-Str.1, D-78467 Konstanz

23 Planstopfer (Aesculap DE 126)
Aeskulap AG & Co. KG., Am Aesculap-Platz, D-78532 Tuttlingen

24 Vococid Gel
VOCO GmbH, Postfach 767, D-27457 Cuxhaven

Dankesworte

Herrn Prof. Dr. med. dent. Bernd Haller danke ich für die Überlassung des Themas. Ihm gebührt außerdem ein besonderes Dankeschön für die intensive und überzeugende Unterstützung bei der Bearbeitung dieser Problemstellung und der Durchführung der Arbeit.

Herrn Prof. Dr. med. dent. Franz Günter Sander danke ich für die freundliche Übernahme des Koreferates.

Herrn Prof. Dr. med. dent. Peter Ludwig danke ich für die Vertretung bei meinem Promotionskolloquium.

Herrn Dr. med. dent. Karlheinz Moll danke ich für seine Anregungen und seine Unterstützung bei den Arbeiten im Forschungslabor.

Abschließend möchte ich allen Freunden und Bekannten, die mich in dieser Zeit unterstützt haben, danken.