

Aus der Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten

der Universität Würzburg

Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Direktor: Professor Dr. med. dent. B. Klaiber

Verbund zwischen Dentin und Befestigungskomposit
in Abhängigkeit vom Härteungsmodus des Dentinhaftvermittlers

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von

Philipp Lenzen

aus Bad Harzburg

Würzburg, September 2004

Referent: Professor Dr. B. Klaiber

Korreferent: Professor Dr. A. Renk

Dekan: Professor Dr. G. Ertl

Tag der mündlichen Prüfung: 09. 12. 2005

Der Promovend ist Zahnarzt.

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

1	EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	1
1.1	Einführung	1
1.2	Versuchsanordnungen zur Verbundfestigkeitsmessung.....	1
1.3	Die Verbundfestigkeit adhäsiv befestigter Keramikinlays bestimmende Strukturen	2
1.3.1	Der Verbund zum Dentin	2
1.3.2	Der Versagensmodus und seine Aussage zur Dentinadhäsion.....	3
1.3.3	Der Verbund zur Dentalkeramik	4
1.3.4	Der Härtungsmodus und die Verbundfestigkeit von Adhäsivsystemen.....	4
1.3.5	Der Härtungsmodus und die Verbundfestigkeit von Befestigungskompositen.....	7
1.4	Problemstellung	11
2	MATERIAL UND METHODE.....	12
2.1	Herstellung der Proben durch adhäsives Eingliedern der Inlays.....	12
2.1.1	Gewinnung von Probenzähnen.....	12
2.1.2	Kavitätenpräparation	12
2.1.3	Simulation des Pulpakavums.....	13
2.1.4	Abdruck, Modell, Modellation der Inlays	14
2.1.5	Umsetzung und Aufpassung der Inlays.....	14
2.1.6	Vorbereiten von Zahn und Inlay.....	14
2.1.7	Behandlung der Inlays	14
2.1.8	Behandlung der Kavität.....	15
2.1.9	Einsetzen des Inlays	17
2.2	Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung.....	18
2.2.1	Einbetten und Schneiden der Kronen	18
2.2.2	Vorbereitung der Scheiben zum Mikrozugversuch.....	18
2.2.3	Einrichtung der Materialprüfmaschine.....	19
2.2.4	Der Versuchsaufbau „Mikrozugversuch“.....	19
2.2.5	Versuchsvorbereitung.....	21
2.2.6	Durchführung des Mikrozugversuches.....	21
2.2.7	Aufbau und Vorbereitung des Mikroskops zur Bestimmung der Verbundfläche und des Versagensmodus.....	21

2.2.8	Bestimmung des Versagensmodus	22
2.2.9	Bestimmung der Verbundfläche	24
2.3	Auswertung	24
2.3.1	Datenverarbeitung	24
2.3.2	Statistik	25
3	ERGEBNISSE.....	26
3.1	Verbundfestigkeitswerte der Versuchsreihen.....	26
3.1.1	Verbundfestigkeit der Gruppen	26
3.1.2	Prüfung der Variablen	26
3.2	Versagensmodi der Versuchsreihen	28
3.2.1	Häufigkeit der Versagensmodi	28
3.2.2	Zusammengefasste Versagensmodi.....	28
4	DISKUSSION	33
4.1	Diskussion der Methode.....	33
4.1.1	Wahl der Methode	33
4.1.2	Herstellung der Proben	35
4.2	Diskussion der Ergebnisse	38
4.2.1	Diskussion der Arbeitshypothesen	38
4.3	Schlussfolgerungen	45
5	ZUSAMMENFASSUNG.....	46
6	ANHANG	48
7	LITERATURVERZEICHNIS	55

DANKSAGUNG

LEBENS LAUF

1 Einleitung und Problemstellung

1.1 Einführung

Die konservierende Behandlung von Zähnen mit Einlagefüllungen nahm Ihren Anfang mit der Einführung des Dentalbohrers Ende des 19. Jahrhunderts (*Lässig & Müller* 1999). Sie entwickelte sich von der Goldhämmerfüllung über mit Zinkoxid-Phosphat-Zement befestigte Inlays aus Gold bis zu zahnfarbenen Inlays aus Komposit oder Keramik, die adhäsiv befestigt werden.

Von besonderem Interesse ist bei dieser Art der Versorgung der Verbund der beteiligten Materialien, da der Erfolg der Arbeit wesentlich von ihm abhängt. Dieser Verbund wird unter anderem durch die Härtungsweise des Befestigungskomposites und des Dentinhaftvermittlers beeinflusst (*Nikaido et al.* 2003).

In der vorliegenden Untersuchung sollte der Einfluss vorgenannter Parameter auf die Verbundfestigkeit des Dentins bei der adhäsiven Befestigung von Keramikinlays überprüft werden.

1.2 Versuchsanordnungen zur Verbundfestigkeitsmessung

Die Verbundfestigkeit ist eine wichtige Eigenschaft dentaler Füllungsmaterialien, weil klinisches Versagen hauptsächlich aufgrund von Zugkräften auftritt (*Oztürk & Aykent* 2003). Verbundfestigkeitsmessungen werden seit den Pionierstudien von Buonocore (*Buonocore* 1955) weiterentwickelt. Die Verbundfestigkeit kann durch unterschiedliche Versuchsanordnungen gemessen werden. Unterschieden werden müssen der Zug- und der Scherversuch. Außerdem lässt sich die Verbundfestigkeit mit dem sog. Ausstoßversuch bestimmen (*Haller et al.* 1991). Beim Zugversuch greift eine Kraft senkrecht zur Verbundfläche an, beim Scherversuch parallel, beim Ausstoßversuch wird das Testmaterial durch einen Stempel aus der Probebohrung gedrückt. Die Ergebnisse

der verschiedenen Versuchsanordnungen lassen sich wegen der Vielzahl der unterschiedlichen auf das Ergebnis einwirkenden Parameter nicht vergleichen. So hängen zum Beispiel die Ergebnisse von Zugversuchen stark von der Versuchsanordnung und der Gestalt der Probe ab. Der Zugversuch wurde zum Mikrozugversuch weiterentwickelt, um durch die kleinere Verbundfläche der Proben eine homogenere Lastverteilung der Zugkraft zu erzielen (*Sano et al.* 1994b).

1.3 Die Verbundfestigkeit adhäsiv befestigter Keramikinlays bestimmende Strukturen

1.3.1 Der Verbund zum Dentin

1.3.1.1 Aufbau des Dentins

Das Dentin besteht zu 70 Prozent aus organischem (hauptsächlich Kollagen) und zu 20 Prozent aus anorganischem Material (hauptsächlich Phosphat und Kalzium als Kalziumhydroxylapatit). Zu 10 Prozent besteht das Dentin aus Wasser (*Hellwig et al.* 1999). Es wird von Odontoblasten gebildet und besteht aus einer kollagenen Matrix, die von Dentinkanälchen mit Dentinliquor und darin liegenden Odontoblastenfortsätzen durchzogen wird. Intertubuläres Dentin ist weniger stark mineralisiert als peritubuläres Dentin. Pulpennah ist die Dichte der Dentinkanälchen größer, sodass hier eine stärkere Liquorbenetzung stattfindet.

1.3.1.2 Der Verbund von Dentin und Adhäsivsystem

Durch die Präparation der Inlaykavität entsteht auf der Oberfläche des Dentins ein so genannter Smear-Layer aus Dentinabrieb, Blutinhaltsstoffen, Bakterien und Speichelbestandteilen. Er verschließt die Dentintubuli pfropfenartig (*Hellwig et al.* 1999). Wird der Smear-Layer nicht entfernt, behindert er den adhäsiven Verbund zum

Dentin (*Krämer et al.* 2000). Anders als Zahnschmelz stellt das Dentin durch das Vorhandensein von Dentinliquor führenden Tubuli und seine inhomogenere Struktur höhere Ansprüche an das Adhäsivsystem. Das hydrophobe Komposit kann sich ohne amphiphile Zwischenschritte mit dem hydrophilen Substrat nicht verbinden (*Hellwig et al.* 1999).

Daher besteht das hier exemplarisch aufgeführte Drei-Schritt-Adhäsivsystem der vierten Generation aus Conditioner, Primer und Bonding (*Christensen* 2001). Der Conditioner besteht aus 37-prozentiger Phosphorsäure. Er legt das Kollagenetzwerk des Dentins durch selektives Herauslösen des anorganischen Anteils frei. Etabliert hat sich die Total-Etch-Technik, das heißt Schmelz und Dentin werden in einem Arbeitsschritt konditioniert (*Ernst* 2001). Der Smear-Layer wird dabei vollständig entfernt (*Kugel & Ferrari* 2000) im Gegensatz zu früheren Generationen von Adhäsivsystemen, bei denen er erhalten oder modifiziert wurde (*Haller* 1994). Der hydrophile Primer stellt eine mikromechanische Verbindung zum durch Ätzen mit Phosphorsäure freigelegten Kollagenetzwerk des Dentins her. Die Benetzung des Dentins gelingt durch ein hydrophiles Monomer, wie zum Beispiel HEMA. So vorbereitet kann das Bonding in das Kollagenetzwerk eindringen. Es kommt zu einem mikromechanischen Verbund zum demineralisierten inter- und peritubulären Dentin und zu eröffneten Dentintubuli. Das amphiphile Bonding stellt die chemische Verbindung zwischen Primer und Komposit her. Es enthält hydrophobe Monomere wie BisGMA, TEGDMA oder UDMA. Adhäsivsysteme können hohe Verbundfestigkeiten zum Dentin herstellen, sind aber empfindlich gegen Verarbeitungsfehler, z. B. Überätzen des Dentins (*Bouillaguet et al.* 2000).

1.3.2 Der Versagensmodus und seine Aussage zur Dentinadhäsion

Der Begriff „Versagensmodus“ bezeichnet die Art, wie eine Probe bei Belastung im Mikrozugversuch zerstört wird. Er gibt an, an welcher Stelle des Verbundes die Kontinuitätsunterbrechung erfolgt. Man unterscheidet adhäsives Versagen an Grenzflächen (z. B. zwischen Dentin und Adhäsiv) von kohäsivem Versagen innerhalb eines Materials. Dies liegt zum Beispiel vor, wenn das Befestigungskomposit in zwei

Hälften geteilt ist, von denen jeweils eine mit dem Dentin und eine mit dem Inlay verbunden ist. Anhand des Versagensmodus einer Probe lässt sich erkennen, wo die schwächste Verbundfestigkeit in der Kette vorliegt, die aus Dentin, Adhäsivsystem, Befestigungskomposit, Silan und Keramik besteht. Anders ausgedrückt kann man erkennen, an welcher Materialgrenze die Adhäsionskraft am geringsten ist. Betrachtet man nun zum bestimmten Versagensmodus noch den erzielten Verbundfestigkeitswert, so lassen sich im Vergleich mit anderen Proben Rückschlüsse auf die mögliche Ursache des Versagens ziehen. Je besser der Verbund zwischen Komposit und Dentin ist, desto mehr Kohäsivbrüche treten auf (*Haller 1994*).

1.3.3 Der Verbund zur Dentalkeramik

Der Verbund zwischen Keramik und Komposit wird durch Oberflächenvergrößerung der Keramik und anschließende chemische Bindung an diese erreicht. Bei leuzitverstärkter Glaskeramik werden durch das Ätzen mit Flusssäuregel die Glasmatrix entfernt und die eingebetteten Leuzitkristalle freigelegt (*Krämer et al. 2000*). Nach der Oberflächenvergrößerung wird ein Keramik-Haftsilan aufgetragen, das für den Verbund mit dem danach applizierten Bonding sorgt. Es handelt sich um ein bifunktionales Molekül, das einerseits eine chemische Bindung über Sauerstoffbrücken und kovalente Bindungen zwischen Silan und Keramik herstellt. Andererseits bewirkt es die Polymerisation von ungesättigten Doppelbindungen zwischen Silan und Befestigungskomposit (*Hahn & Löst 1996*). Außerdem verbessert es die Benetzbarkeit der Keramik (*Blatz et al. 2003*).

1.3.4 Der Härtingsmodus und die Verbundfestigkeit von Adhäsivsystemen

Da die Verbundstelle zwischen Dentin und Bonding meist den schwächsten Punkt adhäsiver Versorgungen darstellt, ist eine Steigerung der Verbundfestigkeit hier besonders interessant.

Als Maßnahme zur Steigerung der Verbundfestigkeit von indirekten adhäsiv eingegliederten Versorgungsmaterialien bietet sich die Resin Coating-Technik an.

Bei der plastischen Kompositfüllung wird der adhäsive Verbund zum Dentin vor der Polymerisation des Füllungskomposites hergestellt. Dies geschieht durch das Härten des Dentinadhäsives vor der Applikation des Füllungskomposites.

Dieses Vorgehen hat folgende Vorteile: Dadurch, dass der Verbund zwischen Dentin und Dentinadhäsiv vor dem Härten des Füllungskomposites besteht, führt dessen Polymerisationsschrumpfung im günstigsten Fall nicht zur Randspaltbildung (*McCabe & Rusby* 1994). Der Randspalt ist kleiner als bei der gleichzeitigen Härtung von Kompositfüllungsmaterial und Dentinadhäsiv (*Cho et al.* 2002). Die Polymerisationsschrumpfung wird in Richtung des Dentins gelenkt. Die Verbundfestigkeit steigt (*McCabe & Rusby* 1994). Durch die zeitnahe Versiegelung des Dentins nach der Präparation wird postoperative Hypersensibilität und das Eindringen von Bakterien in die Dentintubuli vermieden (*Bertschinger et al.* 1996, *Magne & Douglas* 1999).

Bei der adhäsiven Eingliederung von Keramikinlays ist es hingegen üblich, das Dentinadhäsiv in einem Arbeitsgang mit dem Befestigungskomposit zu härten. Es wird angenommen, dass beim Einsetzen des Inlays die oberflächlichen Kollagenfasern zusammengedrückt werden. Der Anteil des Komposites an der Hybridschicht-Oberfläche verringert sich deshalb, und die ins Dentin reichenden Kompositzotten werden abgeschnürt. Dies führt zu einer geringeren Verbundfestigkeit (*Dietschi et al.* 1995). Es besteht zum Zeitpunkt der Polymerisation des Befestigungskomposites noch kein adhäsiver Verbund zum Dentin. Durch die Polymerisationsschrumpfung wird eine noch nicht voll etablierte Hybridschicht belastet. Dadurch kann es zur Randspaltbildung kommen.

Bei der Eingliederung von Inlays ist es nicht ohne weiteres möglich, das Dentinadhäsiv vor dem Einbringen des Inlays in die Kavität zu härten. Durch das ausgehärtete Dentinadhäsiv am Kavitätenboden kann sonst das Inlay nicht mehr bis zum korrekten Sitz in die Kavität eingeführt werden (*Frankenberger et al.* 1999).

Eine Möglichkeit, dies Problem zu lösen, besteht darin, durch die Wahl eines sehr niedrig viskösen Bondings dessen Filmdicke zu verringern. Auf diese Weise behindert es in ausgehärtetem Zustand das Eingliedern der Restauration nicht (*Peter et al.* 1997).

Eine andere Möglichkeit ist, die Restauration der veränderten Kavität anzupassen. Bei Anwendung der Resin Coating-Technik wird, analog zum Vorgehen bei der plastischen adhäsiven Füllung, das Dentinadhäsiv vor dem Einbringen des Inlays in die Kavität gehärtet. Dies ist möglich, wenn die Applikation und Härtung des Adhäsivsystems direkt nach der Präparation der Kavität erfolgt. Der Abdruck zur Fertigung des Inlays wird im Unterschied zu dem von *Frankenberger et al.* 1999 beschriebenen Vorgehen nach diesem Schritt genommen (*Paul & Schärer* 1997, *Magne & Douglas* 1999, *Oztürk & Aykent* 2003). So ist die Passung des Inlays trotz ausgehärtetem Bonding in der Kavität gewährleistet.

Eine Verbesserung der Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Dentinadhäsiv durch die Resin Coating-Technik wurde in verschiedenen Studien mit unterschiedlichem experimentellem Aufbau nachgewiesen (*Bertschinger et al.* 1996, *Nikaido et al.* 2003, *Frankenberger et al.* 1998a, *Oztürk & Aykent* 2003). Durch den Einsatz der Resin Coating-Technik könnte auch das Eindringen von Bakterien und die Empfindlichkeit des Dentins nach der Präparation und vor dem Einsetzen des Inlays verhindert werden (*Magne & Douglas* 1999, *Paul & Schärer* 1997). Möglich ist das durch den sofortigen Verschluss der eröffneten Dentintubuli (*Bertschinger et al.* 1996).

Nachteilig ist allerdings, dass die Resin Coating-Technik sich nur für gefüllte Dentinadhäsive wie Optibond FL und nicht für ungefüllte wie Excite und Excite DSC eignet. Die Ursache dafür ist, dass die durch ungefüllte Dentinadhäsive mit dem Dentin gebildete Hybridschicht beim Entfernen der provisorischen Füllung beschädigt werden kann (*Magne & Douglas* 1999).

Eine weitere Möglichkeit, die Verbundfestigkeit zu erhöhen, besteht darin, eine von der Lichthärtung des Befestigungskomposites unabhängige Härtung des Dentinadhäsives zu erreichen. Dies geschieht durch die Zugabe eines chemischen Polymerisationsinitiators. Von der Dualhärtung des Dentinadhäsives verspricht man sich eine vollständige Polymerisation auch unter opaken, hochgefüllten Keramiken dicker Schichtstärke und in tiefen Kavitäten, was eine höhere Verbundfestigkeit von Dentin und Adhäsiv zur Folge hat.

1.3.5 Der Härtingsmodus und die Verbundfestigkeit von Befestigungskompositen

Das adhäsive Eingliedern stellt einen schwierigen Schritt bei der Versorgung mit Keramikinlays dar (*Braga et al.* 1999). Deshalb sind die physikalischen Eigenschaften und die Verarbeitungsweise des verwendeten Befestigungskomposites von Bedeutung. Im Gegensatz zu den früher verwendeten Zementen wie Zinkoxid-Phosphat-, Zinkoxid-Eugenol- oder Glasionomer-Zement, die eine makromechanische Retention bewirkten, ermöglichen Befestigungskomposite einen adhäsiven Verbund zwischen Werkstück und Zahn (*Krämer et al.* 2000). Das Befestigungskomposit hat dabei die Aufgabe, chemisch an das in der Kavität befindliche Bonding und das auf der Keramik befindliche Haftsilan zu binden. Die Vorteile von Befestigungskompositen gegenüber Zinkoxid-Phosphat- oder Glasionomer-Zement sind ein verbesserter Randschluss, ein geringeres Risiko postoperativer Hypersensibilität (*Rosenstiel et al.* 1998) sowie geringere Löslichkeit und bessere mechanische Eigenschaften (*White & Yu* 1993). Befestigungskomposit kann dual-gehärtet werden, also chemisch in Kombination mit Bestrahlung durch ein Lichtpolymerisationsgerät. Weitere Möglichkeiten sind die Härtung durch die alleinige Bestrahlung mit einem Lichtpolymerisationsgerät oder die alleinige Härtung durch im Material befindliche chemische Initiatoren.

Chemisch gehärtete Befestigungskomposite haben eine feste Verarbeitungszeit und eignen sich zum adhäsiven Befestigen von Keramik auf Metallgerüsten und sehr opaken Keramiken (*Blatz et al.* 2003). Sie haben jedoch den Nachteil einer sehr langen Härtingszeit, die sich durch den Behandler nicht beeinflussen lässt (*Rueggeberg & Caughman* 1993). Die Ausarbeitung ist aufwendig (*Warren* 1990). Die Verbundfestigkeit ist geringer als die von dual-härtenden Befestigungskompositen erreichte.

Die Lichthärtung von Befestigungskompositen kann bis zu drei Millimetern durch Dentalkeramik erfolgen (*Prinsloo et al.* 1997). Für die Lichthärtung spricht eine lange Verarbeitungszeit und ein schnelles Abbinden des Komposites (*Krejci & Lutz* 1989). Dadurch, dass das manuelle Anmischen entfällt, können keine Luftblasen in das Material eingebracht werden. Das ist von Vorteil, denn Luftblasen stellen eine

Schwachstelle des Verbundes dar. Außerdem werden Dosierungsfehler ausgeschlossen, weil keine Komponenten gemischt werden müssen. Ein weiterer Vorteil ist die gerichtete Polymerisation. Deren Eigenschaft ist die Steuerbarkeit der zur Lichtquelle orientierten Schrumpfvektoren. Eine Ausarbeitung ist sofort möglich (*Lutz et al.* 1992). Ein anderer Vorteil von allein lichtgehärtetem Befestigungskomposit ist, dass es, wenn durch Dentalkeramik gehärtet, eine höhere Vickers-Härte (Oberflächenhärte) erreicht als dual-gehärtetes Befestigungskomposit in der gleichen Situation (*Uctasli et al.* 1994).

Limitiert wird die Anwendung von lighthärtendem Befestigungskomposit durch die Dicke des einzusetzenden Keramikwerkstückes (*Warren* 1990), seine Lichtleitfähigkeit und Farbe (*Chan & Boyer* 1989) und die Lichtdurchlässigkeit des Komposites selbst (*Uctasli et al.* 1994). Durch die Lichtabsorption der Keramik sinkt die Lichtintensität unter dem Werkstück und damit der Polymerisationsgrad des lichtgehärteten Befestigungskomposites. Wird die lighthärtende Basiskomponente eines Befestigungskomposites durch Keramik hindurch lichtgehärtet, verschlechtern sich die mechanischen Eigenschaften (*Hofmann et al.* 2001). *Cardash et al.* haben außerdem herausgefunden, dass allein lichtgehärtetes Komposit längere Belichtungszeiten für die gleiche Härte benötigt als dual-härtendes (1993). Dies beschränkt die Anwendung auf Restaurationen von geringer Schichtstärke sowie vorzugsweise auf Silikatkeramiken, da diese eine höhere Transluzenz aufweisen als oxidische oder oxid-verstärkte Keramiken.

In tiefen Kavitäten ist die zuverlässige, vollständige Härtung des Befestigungskomposites durch Licht ein Problem. Wird das Befestigungskomposit durch das Keramikinlay hindurch lichtgehärtet, so führt dies zu einem Lichtverlust. Das Befestigungskomposit wird daher mit weniger Lichtleistung pro Fläche bestrahlt. Unter dicken, opaken Keramikinlays kann so unvollständig gehärtetes Komposit verbleiben. Um dies zu vermeiden, wurden vor etwa zwanzig Jahren dual-härtende Befestigungskomposite entwickelt (*Cook et al.* 1983). Der chemische Initiator soll als Sicherheitsstufe eine vollständige Polymerisation auch unzureichend lighthärtbarer Bereiche garantieren.

Bei dual-gehärteten Befestigungskompositen wird eine hohe Konversionsrate des Komposites auch in nicht lighthärtbaren Bereichen mit einer im Vergleich zu allein chemisch gehärteten Kompositen längeren Verarbeitungsspanne kombiniert. In der

Literatur findet man die Angabe, dass dual-härtendes Befestigungskomposit ab einer Materialstärke der Keramik von zwei Millimetern (*Cardash et al.* 1993) beziehungsweise einem Millimeter (*Myers et al.* 1994) verwendet werden sollte.

Ein Schwachpunkt des dual-härtenden Befestigungskomposites ist die Notwendigkeit des manuellen Anmischens. Dieses führt durch die Tatsache, dass zwei gleich lange Stränge aus zwei Tuben mithilfe eines Spatels gemischt werden müssen, zu Dosierungsfehlern und dem Einbringen von Luftblasen (*van Meerbeek et al.* 1993). Luftblasen inhibieren die Polymerisation und machen das Material porös. Sie führen außerdem zu ästhetischen Beeinträchtigungen beim Einsetzen von Veneers (*Caughman et al.* 2001). Die Tatsache, dass chemisch gehärtete Befestigungskomposite eine geringere Farbstabilität als lichtgehärtete aufweisen (*Asmussen* 1983) legt nahe, dass auch dual-gehärtete Befestigungskomposite weniger farbstabil sind als lichtgehärtete (*Caughman et al.* 2001).

Die meisten Probleme ergeben sich bei der Verarbeitung von dual-härtendem Befestigungskomposit jedoch, wenn dieses nicht vollständig polymerisiert.

Verschiedene Studien haben gezeigt, dass dual-härtende Befestigungskomposite lichtgehärtet werden müssen, um eine optimale Polymerisation und optimale Materialeigenschaften zu erreichen (*Hasegawa et al.* 1991, *Watts et al.* 1994, *Uctasli et al.* 1994, *Peutzfeld* 1995, *Darr & Jacobsen* 1995, *Rueggeberg & Caughman* 1993, *Braga et al.* 1999, *Braga et al.* 2002). Eine Abhängigkeit der Endhärte des dual-härtenden Befestigungskomposites von der Stärke und Zeit der Lichtmenge bei der Polymerisation wurde im Experiment festgestellt (*Hasegawa et al.* 1991). Erfolgt die Lichtpolymerisation durch mehr als drei Millimeter dicke Keramik, sinkt dadurch auch bei dual-gehärtetem Befestigungskomposit die Endhärte (*El-Mowafy et al.* 1999). Unterlässt man die Lichthärtung, sinken Polymerisationsrate und Härte des Materials (*El-Badrawy & El-Mowafy* 1995), bei manchen Produkten um die Hälfte (*El-Mowafy et al.* 1999). Außerdem sinken bei unterlassener Lichthärtung Biegefestigkeit und E-Modul (*Hofmann et al.* 2001). Durch die chemische Härtung allein wird eine geringere Konversionsrate erreicht als bei kombinierter Licht- und chemischer Härtung (*Rueggeberg et al.* 1993). Die ursprüngliche Idee, eine sichere Polymerisation des Befestigungskomposites auch in tiefen Kavitäten mit kurzer Bestrahlung zu erreichen, konnte also noch nicht umgesetzt werden.

Es ist anzunehmen, dass mangelhaft polymerisiertes Befestigungskomposit aus dem Fügspalt ausgewaschen wird. Klinisch bemerkbar macht sich die unvollständige Polymerisation dann wahrscheinlich durch postoperative Hypersensibilität, Randundichtheit und Kariesrezidive (*El-Mowafy et al.* 1999). Unvollständig gehärtete Befestigungskomposite sind außerdem anfälliger für Verfärbung, chemischen Abbau und ihre mechanischen Eigenschaften lassen schneller nach (*Uctasli et al.* 1994). Dies lässt einen Verzicht auf die Lichtpolymerisation bei dual-härtenden Befestigungskompositen nicht ratsam erscheinen.

1.4 Problemstellung

Aufgabe der vorliegenden Arbeit ist es, die Verbundfestigkeit zwischen adhäsiv befestigten zahnfarbenen Klasse-I-Inlays aus Keramik und präpariertem Dentin zu untersuchen.

Es waren vier verschieden gehärtete Adhäsivsysteme Gegenstand der Untersuchung. Damit kombiniert wurde die Auswirkung unterschiedlicher Härtung von Befestigungskomposit beobachtet.

Folgende Arbeitshypothesen wurden formuliert:

Erste Arbeitshypothese: Die Resin Coating-Technik erreicht eine höhere Verbundfestigkeit als das Lichthärten des Dentinadhäsives in einem Arbeitsgang mit dem Befestigungskomposit.

Zweite Arbeitshypothese: Ein dual-härtendes Dentinadhäsivsystem erreicht eine höhere Verbundfestigkeit als ein lichthärtendes Dentinadhäsivsystem.

Dritte Arbeitshypothese: Ein Drei-Schritt-Dentinadhäsivsystem erzielt eine höhere Verbundfestigkeit als ein Zwei-Schritt-Dentinadhäsivsystem.

Vierte Arbeitshypothese: Dual-gehärtetes Befestigungskomposit erreicht höhere Verbundfestigkeitswerte als lichtgehärtetes Befestigungskomposit.

2 Material und Methode

2.1 Herstellung der Proben durch adhäsives Eingliedern der Inlays

2.1.1 Gewinnung von Probenzähnen

Zahnärzte sammelten kariesfreie, extrahierte, intakte dritte Molaren. Die Zähne wurden in 0,5-prozentiger Wasserstoffperoxid-Lösung aufbewahrt. Nach mechanischer Reinigung mit Scaler und Skalpell wurden Gruppen gebildet, jede bestehend aus drei Unterkiefer- und sieben Oberkieferzähnen. Die Wurzeln wurden einen Millimeter unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze abgetrennt. Verwendet wurde dazu eine Trennschleifmaschine (WOCO 50/Med, Conrad) mit 0,30 mm breiter Diamanttrennscheibe (WOCO 90/3) unter Wasserkühlung. Die Pulpakammer war jetzt gut zugänglich. Das Pulpagewebe wurde mit einem Skalpell entfernt.

2.1.2 Kavitätenpräparation

Die Kronen wurden für die Aufnahme eines fünf Millimeter langen und vier Millimeter breiten okklusalen IPS-Empress-Keramikinlays präpariert. Verwendet wurden das Schnellläufer-Winkelstück der Firma KaVo (Nr. B 20 C) mit einem großen, leicht konischen Präparationsdiamanten (Nr. FG 3080, Intensiv SA) und Spray. Anschließend wurde mit einem Finierdiamanten gleicher Dimension (Nr. FG 3025, Intensiv SA) finiert. Mit dem Tasterzirkel wurde die Tiefe der Präparation so eingestellt, dass eine Restdentinschicht zum Pulpahorn von einem Millimeter verblieb. Eine leicht konische Präparation ohne untersichgehende Bereiche mit ebenem Boden wurde angestrebt.

2.1.3 Simulation des Pulpakavums

Zur Simulation des Pulpakavums wurde ein Vier-Milliliter-Probengläschen verwendet, das mit einem teflonbeschichteten Deckel mit eingelegter PTFE-Folie verschlossen wurde. Der Boden des Gläschens wurde mit einer diamantbesetzten Trimmerscheibe abgetrennt und das Volumen damit auf einen Milliliter reduziert. Zur Glättung der Schleifkanten wurde das Gläschen mit Schleifpapier der Körnung P 320 an der Poliermaschine (Automata Pressair TF 250, Jean Wirtz) weiterbehandelt. Die Oberfläche des Randes wurde durch Sandstrahlen (Korundstrahlsand 100 μ) vergrößert. Ebenso wurde mit der Oberfläche der V2A-Karosseriescheiben (Art. Nr.: 6180183 Schneider & Klein) verfahren, die zur Reduzierung der Öffnung des Gläschens mit diesem mit Sekundenkleber verklebt wurden. Sie hatten folgende Dimensionen: Der Durchmesser des Innenloches betrug 7 mm, der Durchmesser der Scheibe 18 mm, die Dicke 1 mm. Alternativ kam eine kleinere Version mit den Daten 5,5/14/0,8 mm zum Einsatz. Auf die Scheibe wurde nun die Zahnkrone geklebt, ebenfalls mit Sekundenkleber. Dieser wurde insgesamt in drei Schichten aufgetragen, abschließend wurde die Klebestelle mit Heißkleber (Nr. 51000701, Bredent) versiegelt.

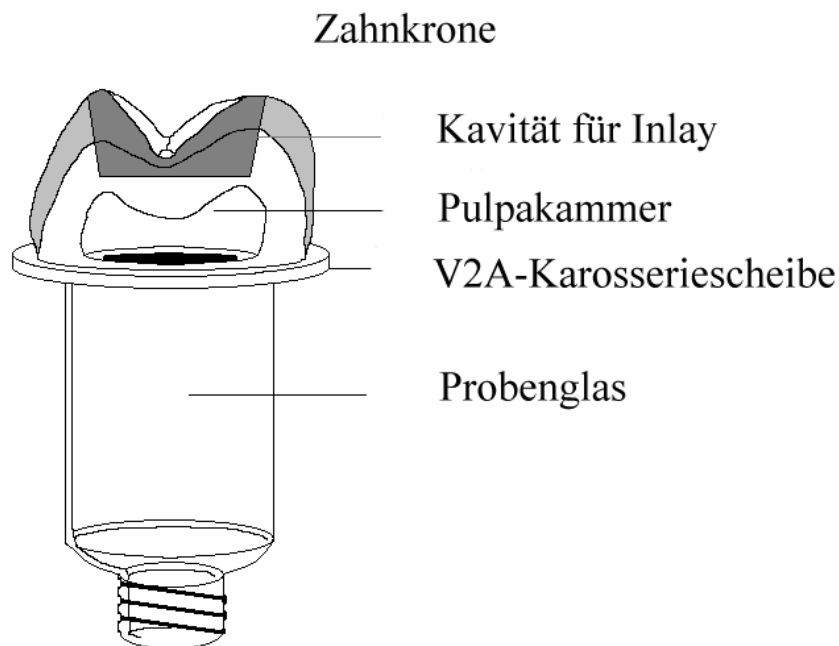


Abbildung 2-1 Pulpasimulationsgläschen

2.1.4 Abdruck, Modell, Modellation der Inlays

Mithilfe eines Plexiglasringes von 16 mm Durchmesser und 20 mm Höhe als Form wurde mit dünn fließender Silikonabdruckmasse (A-Sil 2002 perfect L/M, Dental Liga) ein Abdruck der Kavität gewonnen und mit Superhartgips (GC Fuji-Rock EP, GC), der unter Vakuum angerührt worden war, auf dem Rüttler ausgegossen. Die Modelle wurden mit Silberlack (Purargent, SW-Dental) und Wachstrennmittel (Isolit, Degussa) behandelt und das Inlay in der Kavität aufgewachst. Verwendet wurden braunes Unterziehwachs und gelbes Modellierwachs (Wieland). Die Wachsinlays wurden angestiftet und vom Techniker gepresst.

2.1.5 Umsetzung und Aufpassung der Inlays

Die Inlays wurden aus IPS-Empress-TC-2-Rohlingen gepresst. Nach Erhalt wurden sie mithilfe von IPS-Empress Kontrollpaste aufgepasst, nachdem der Silberlack mit Aceton entfernt worden war. Der Gusskanal wurde entfernt, die Inlays mit Aceton gesäubert.

2.1.6 Vorbereiten von Zahn und Inlay

Die Probengläschen wurden mit frischem Aqua dest. beschickt. Die Inlays wurden in Alkohol gereinigt. Die Kavitäten wurden mit dem Airflow-Aufsatz (Prophyflex 2 2012, KaVo) und geschmacksneutralem Reinigungspulver (Natriumbikarbonat Ref. 0.489.0020, KaVo) ausgestrahlt. Anschließend wurden sie ausgesprayt.

2.1.7 Behandlung der Inlays

Die Inlays wurden bei allen Serien gleich behandelt. Zum besseren Handling wurden sie von okklusal mit Periphery Wachs (Fa. Kulzer) an einem Kugelstopfer befestigt. Anschließend wurden sie 120 sec mit fünfprozentigem Flußsäuregel (Ceramics Etch,

Fa. Vivadent) geätzt, dann 30 sec lang abgesprayed und danach getrocknet. Darauf wurde Haftvermittler für den Verbund zwischen Keramik und Kunststoff aufgetragen (Monobond S, Ivoclar) und nach 60 sec mit dem Luftbläser getrocknet. Das Adhäsiv des Dentinhaftvermittlers (Optibond FL Adhesive, Kerr) bzw. der Dentinhaftvermittler (Excite/Excite DSC, Ivoclar) wurde direkt vor dem Eingliedern aufgetragen und dünn verblasen.

2.1.8 Behandlung der Kavität

2.1.8.1 Verwendung von Optibond FL Bonding; Versuchsreihe Opti LC/ Opti DC

Die Kavitäten wurden mit 37-prozentigem Phosphorsäureätzgel (Ultraetch, Ultradent) geätzt, der Schmelz 60 sec lang, das Dentin 15 sec lang. Darauf wurde die Kavität 30 sec lang mit Spray gesäubert, das Wasser mit einer auf einen chirurgischen Sauger gesteckten Ätzgelkanüle abgesaugt. Der Dentinhaftvermittler bestand aus Primer und Adhäsiv. Primer (Optibond FL Primer, Kerr) wurde mit dem Applikator (Omnitip, Omnident) aufgetragen und 20 sec eingebürstet. Der Überschuss wurde abgetupft, das Lösungsmittel im Luftstrom wenige Sekunden sanft verdunstet. Optibond FL Adhesive wurde 20 sec lang eingebürstet, der Überschuss mit dem Applikator abgetupft.

2.1.8.2 Verwendung von Resin Coating-Technik; Versuchsreihe Resin Coating LC/ Resin Coating DC

Bei Versuchsreihen mit Resin Coating-Technik wurde das Dentinadhäsiv (Optibond FL Adhesive, Kerr) 20 sec lang lichtpolymerisiert. Die Schmelzränder wurden vorsichtig mit einer Rotringwalze (FG 3025, Intensiv SA) finiert. Nach der Abdrucknahme wurde die Kavität mit lichthärtendem Provisoriumsmaterial (Systemp Onlay, Ivoclar) versorgt. Dieses wurde 40 sec lichtpolymerisiert (Elipar Trilight, Espe). Die Inlays wurden hergestellt. Nach dem Entfernen des Provisoriums mit Scaler und Sonde wurde die Kavität mit dem Airflow-Aufsatz (Prophyflex 2 2012, KaVo) und geschmacksneutralem Reinigungspulver (Natriumbikarbonat Ref. 0.489.0020, KaVo)

ausgestrahlt. Anschließend wurden sie ausgesprayt. Das nun folgende Vorbereiten der Kavität verlief, wie bei Opti LC/ Opti DC beschrieben:

Die Kavitäten wurden mit 37-prozentigem Phosphorsäureätzgel (Ultraetch, Ultradent) geätzt, der Schmelz 60 sec lang, das Dentin 15 sec lang. Darauf wurde die Kavität 30 sec lang mit Spray gesäubert, das Wasser mit einer auf einen chirurgischen Sauger gesteckten Ätzgelkanüle abgesaugt. Primer (Optibond FL Primer, Kerr) wurde mit dem Applikator (Omnitip, Omnident) aufgetragen, 20 sec eingebürstet. Der Überschuss wurde abgetupft, das Lösungsmittel im Luftstrom wenige Sekunden sanft verdunstet. Als Dentinhaftvermittler wurde Optibond FL Adhesive verwendet. Es wurde 20 sec lang eingebürstet, der Überschuss mit dem Applikator abgetupft.

2.1.8.3 Verwendung von Excite; Versuchsreihen Excite LC/ Excite DC

Die Kavitäten wurden mit 37-prozentigem Phosphorsäureätzgel (Ultraetch, Ultradent) geätzt, der Schmelz 60 sec lang, das Dentin 15 sec lang. Darauf wurde die Kavität 30 sec lang mit Spray gesäubert, das Wasser mit einer auf einen chirurgischen Sauger gesteckten Ätzgelkanüle abgesaugt. Als Dentinhaftvermittler wurde Excite verwendet. Es wurde 20 sec lang eingebürstet, der Überschuss mit dem Applikator abgetupft.

2.1.8.4 Verwendung von Excite DSC; Versuchsreihen Excite DSC LC/ Excite DSC DC

Die Kavitäten wurden mit 37-prozentigem Phosphorsäureätzgel (Ultraetch, Ultradent) geätzt, der Schmelz 60 sec lang, das Dentin 15 sec lang. Darauf wurde die Kavität 30 sec lang mit Spray gesäubert, das Wasser mit einer auf einen chirurgischen Sauger gesteckten Ätzgelkanüle abgesaugt. Als Dentinhaftvermittler wurde Excite DSC verwendet. Es wurde 20 sec lang eingebürstet, der Überschuss mit dem Applikator abgetupft.

2.1.9 Einsetzen des Inlays

Gleich lange Stränge von Basis und Katalysator des Befestigungskomposites (Variolink II, Ivoclar) wurden auf einen Papierblock dosiert und mithilfe eines Zementpatels vermischt (Versuchsreihen dual cured, DC). Darauf wurde es in die Applikationstülle (Hawe Composite Gun orange low viscosity, Kerr) gefüllt und mit dieser in der Kavität platziert. Bei der Vergleichsgruppe (Versuchsreihen light cured, LC) wurde nur die Basis des Befestigungskomposites verwendet und in vergleichbarer Weise appliziert. Nach dem Einsetzen des Inlays wurden die Überschüsse mit Scaler und Sonde entfernt. Dann wurde Glyzeringel (Airblock-Gel, Dentsply de Trey) aufgetragen und das Befestigungskomposit drei Minuten nach Mischbeginn lichtgehärtet. Dies geschah 80 sec lang mit einem Lichtpolymerisationsgerät Espe Elipar Trilight von okklusal. Das Glyzeringel wurde entfernt.

Jedes Adhäsivsystem wurde also einmal mit lichtgehärtetem Befestigungskomposit und einmal mit dem gleichen Befestigungskomposit, jedoch dual-gehärtet, kombiniert:

Tabelle 2-1 Übersicht über die Versuchsreihen

Dentinadhäsiv	Befestigungskomposit	Name der Versuchsreihe
Optibond FL	Variolink II Basispaste (light cured)	Opti LC
Optibond FL	Variolink II Basis und Katalysator (dual cured)	Opti DC
Resin Coating*	Variolink II Basispaste (light cured)	Resin Coating LC
Resin Coating*	Variolink II Basis und Katalysator (dual cured)	Resin Coating DC
Excite	Variolink II Basispaste (light cured)	Excite LC
Excite	Variolink II Basis und Katalysator (dual cured)	Excite DC
Excite DSC	Variolink II Basispaste (light cured)	ExciteDSC LC
Excite DSC	Variolink II Basis und Katalysator (dual cured)	ExciteDSC DC

* : Resin Coating: Hier wurde der Abdruck erst nach dem Auftragen von Dentinadhäsiv (Optibond FL Adhesive, Kerr) genommen.

2.2 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung

Die mit Inlay und Probengläschen bestückten Kronen wurden nun für sieben Tage bei 37°C in einem Wärmeschrank (Memmert) belassen. Gelagert wurden sie in Rasterkästen, in die etwas Aqua dest. gegeben wurden, um Wasserdampfsättigung der Luft zu erzielen. Am ersten, dritten und siebten Tag wurde das Wasser in den Probengläschen gewechselt, um die Versuche eines Mitdoktoranden ausführen zu können.

2.2.1 Einbetten und Schneiden der Kronen

Es erfolgte nun die Entfernung der Probengläschen, der Kleber und der Edelstahl-Karossierscheiben mit einem Skalpell. Anschließend befestigte man die Kronen mesial mit blauem Wachs (Periphery Wachs, Kulzer) auf einem Sockel für das Sägemikrotom (SP 1600, Leica Wetzlar) und bettete sie mithilfe einer dünn vaselinierten Form von 27 mm Höhe und 20 mm Durchmesser in Paladur (Kulzer) ein. Nach dem Entfernen der Form wurde der Sockel in das Sägemikrotom (SP 1600, Leica Wetzlar) eingespannt und zwei bis fünf einen Millimeter dicke Scheiben hergestellt, je nach Verwertbarkeit der Schnitte. Verwendet wurde ein 300 µm dickes Sägeblatt (S 35 D, Winter).

2.2.2 Vorbereitung der Scheiben zum Mikrozugversuch

Die in destilliertem Wasser gelagerten Scheiben wurden beschriftet und das Interface, also die zu untersuchende Verbundstrecke Dentin-Befestigungskomposit-Keramik wurde 1,5 mm lang angezeichnet. Dies geschah mithilfe einer Präzisionsschiebelehre (Mitutoyo).

Mit einem torpedoförmigen Diamantschleifer (Nr. 205 845 KR 314 025, Komet) wurde rechts und links des Interfaces die Scheibe, die auf einem Holzbrett flächig auflag, unter

Wasserkühlung durchbohrt und die Löcher nach peripher einen Millimeter erweitert. Die korrekte Länge der Verbundfläche wurde mithilfe der Schiebelehre überprüft und gegebenenfalls korrigiert.

2.2.3 Einrichtung der Materialprüfmaschine

Die Bestückung der statischen Materialprüfmaschine (UPM 1445 03, Zwick) erfolgte mit einer 100 N-Kraftmessdose (Typ 7074.156, Zwick). Die Prüfmaschine wurde durch ein Auswertungsprogramm gesteuert (Zwick-PC-Software-System Z 7010 Ver. 5.18, Zwick). Die Vorkraft betrug ein Newton. Der Aufbau „Mikrozugversuch“ wurde mit der Kraftmessdose durch ein Seil verbunden und mit der unteren Traverse der Prüfmaschine verschraubt.

2.2.4 Der Versuchsaufbau „Mikrozugversuch“

Der Versuchsaufbau bestand aus einer 2 cm dicken Aluminiumplatte als Basis, auf der eine Kugellagerschiene einen Schlitten trug. Am Ende dieser Schiene war ein Probenauflegeblock angebracht, der, wie der Schlitten auch, Schraubklammern zur Aufnahme der 2 mm starken und 24 x 24 mm großen Probenträger-Aluminiumplättchen trug. Am Schlitten war ein Nylonseil befestigt, das von einer Aluminiumrolle umgelenkt wurde und mit der Kraftmessdose verbunden war. Mit dessen Hilfe wurde die vertikale Zugkraft der Universalprüfmaschine in eine horizontale Zugkraft umgewandelt. Ein Klemmhebel erlaubte das Fixieren des Schlittens. Der Aufbau ist in Abbildung 2-2 „Seitansicht Aufbau Mikrozugversuch“ und Abbildung 2-3 „Aufsicht Probenaufnahme Aufbau Mikrozugversuch“ auf Seite 20 dargestellt.

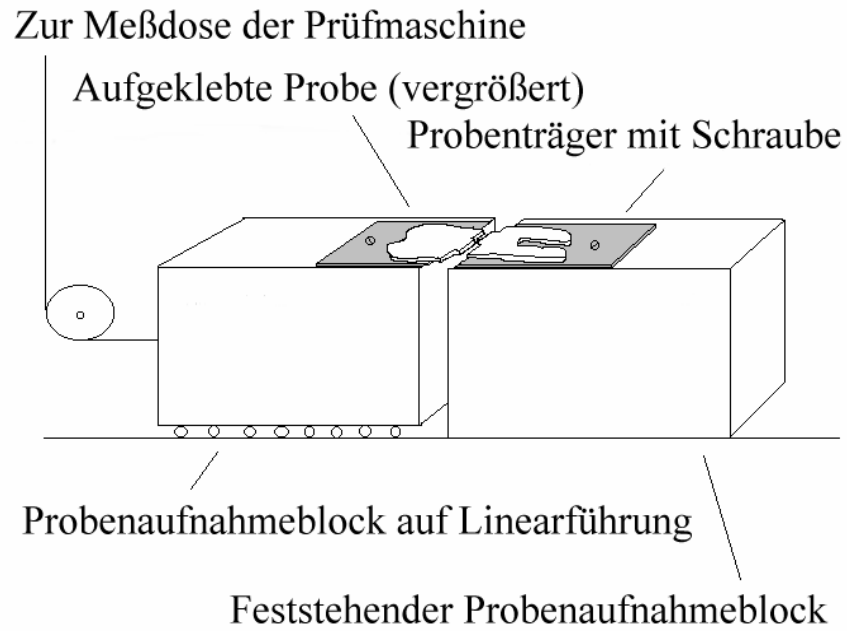


Abbildung 2-2 Seitansicht Aufbau Mikrozugversuch

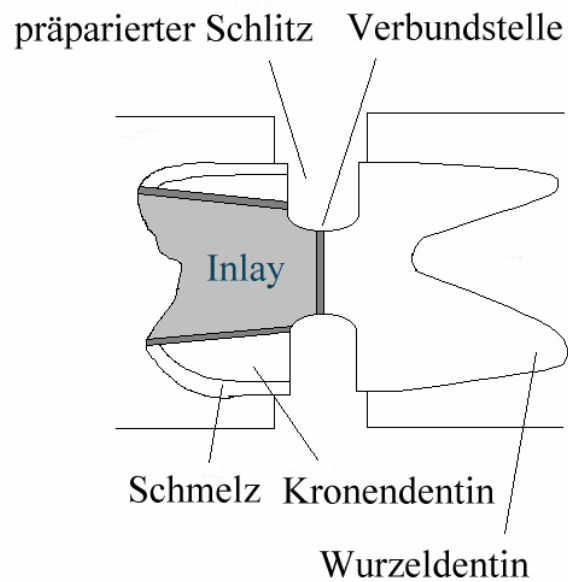


Abbildung 2-3 Aufsicht Probenaufnahme Aufbau Mikrozugversuch

2.2.5 Versuchsvorbereitung

Auf einer Basisplatte waren ein Probenaufnahmeblock fest und ein weiterer auf einer Linearführung beweglich angeordnet. Auf jedem dieser Aufnahmeblöcke konnten Probenträger aus Aluminium (24 x 24 x 2 mm) mithilfe von Schraubklemmen befestigt werden. Die Proben wurden mithilfe von Sekundenkleber (Nr. 1733-2000, Renfert) so auf den Probenträgern befestigt, dass der zervikale Teil auf dem feststehenden und der koronale Teil auf dem beweglichen Block lag. Nach der Aushärtung des Klebers erfolgte das Eintrennen der Scheiben von rechts und links bis zum mit dem torpedoförmigen Diamantschleifer geschliffenen Loch. Dies geschah unter Wasserkühlung mit einem Technikerhandstück (W&H Nr. 945) und einem Technikermotor mit einer Diamanttrennscheibe (Nr. H 350 220, Horico). Der Klemmhebel wurde geöffnet. Danach wurde der Probenschlitten nur durch das Interface gehalten, auf das allein alle Zugkräfte einwirkten.

2.2.6 Durchführung des Mikrozugversuches

Nach dem Anfahren der Vorkraft von einem Newton wurde die anliegende Zugkraft als Kurve auf dem Bildschirm ausgegeben. Nachdem das Interface gerissen war, wurde die maximale Kraft in einer Datei auf einer Diskette gespeichert und ausgedruckt.

2.2.7 Aufbau und Vorbereitung des Mikroskops zur Bestimmung der Verbundfläche und des Versagensmodus

Verwendet wurden ein Mikroskop (Tessovar 43 50 24 - 9902, Carl Zeiss) mit Digitalkamera (PDMC 2, Polaroid) sowie die Kamerasoftware (DMC 1e Ver. 1.1, Polaroid) und ein Bildvermessungs- und Betrachtungsprogramm (Sigma Scan Image Ver. 1.20.09, Jandel Scientific). Geeicht wurde das Programm mit einem 2 mm-

Maßstab. Zur Beleuchtung wurde eine Leuchte mit biegsamen Lichtleitern (KL 1500-Z, Schott) mit halber Leuchtkraft auf Stufe drei eingesetzt.

2.2.8 Bestimmung des Versagensmodus

Die Verbundflächen wurden mit einem 3B-Bleistiftstrich über das Interface versehen. Bei 6,4-facher Vergrößerung wurden beide Verbundflächen in der Horizontalen betrachtet. Bestimmt wurde der Verlauf des Risses durch die Materialien Dentin, Befestigungskomposit und Keramik. Einbezogen wurde dabei auch die Tatsache, dass der Bleistift auf Keramik und Dentin besser haftete, als auf dem Befestigungskomposit. Dabei wurden folgende, als Skizze dargestellte Versagensmodi unterschieden:

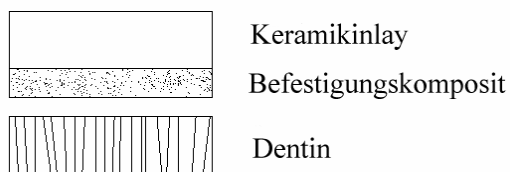


Abbildung 2-4 Adhäsiv Dentin

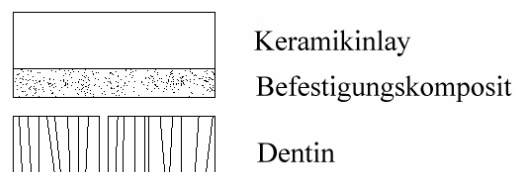


Abbildung 2-5 Adhäsiv Dentin mit Dentineinriss

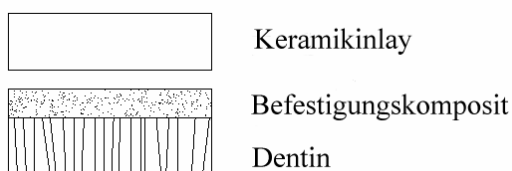


Abbildung 2-6 Adhäsiv Keramik

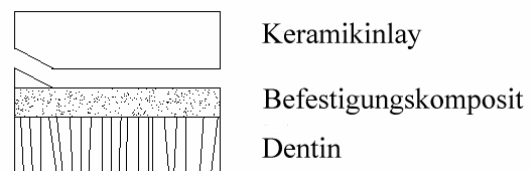


Abbildung 2-7 Adhäsiv/kohäsiv an Keramik (lat.)

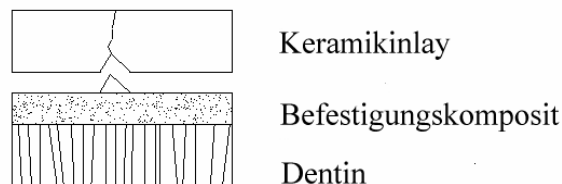


Abbildung 2-8 Adhäsiv/kohäsiv an Keramik (zentral) mit Keramikeinriss

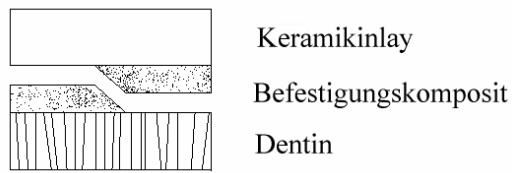


Abbildung 2-9 Adhäsiv Dentin/Keramik

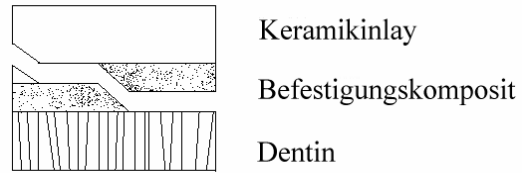


Abbildung 2-10 Adhäsiv Dentin & Ker./kohäsiv an Ker. (lat.)

Geordnet nach der räumlichen Nähe des Verbundversagens zum Dentin ergibt sich folgende Tabelle:

Tabelle 2-2 Versagensmodi

Versagensmodus	Kürzel Verbundversagen
1) Verbundversagen zwischen Dentin und Befestigungskomposit	Adhäsiv Dentin
2) Verbundversagen zwischen Dentin und Befestigungskomposit mit senkrechtem mittigem Dentineinriss	Adhäsiv Dentin mit Dentineinriss
3) Verbundversagen zwischen Keramik und Befestigungskomposit	Adhäsiv Keramik
4) Verbundversagen zwischen Keramik und Befestigungskomposit mit Keramikausrissen	Adhäsiv/ kohäsiv an Keramik (lateral)
5) Verbundversagen zwischen Keramik und Befestigungskomposit mit Keramikausriss mit senkrechtem mittigen Keramikeinriss	Adhäsiv/ kohäsiv an Keramik (zentral) mit Keramik-Einriß
6) Verbundversagen quer durch Befestigungskomposit, dieses ist vor dem Riss mit Dentin und nach dem Riss mit Keramik verbunden	Adhäsiv Dentin & Keramik
7) Verbundversagen quer durch Befestigungskomposit, dieses ist vor dem Riss mit Dentin und nach dem Riss mit Keramik verbunden; mit Keramikausriß	Adhäsiv Dentin & Keramik/ kohäsiv an Keramik (lateral)

2.2.9 Bestimmung der Verbundfläche

Die Keramikhälfte der Verbundfläche wurde digitalisiert und abgespeichert. Das resultierende Bild wurde dann in das grafische Messprogramm (Sigma Scan Image Ver. 1.20.09, Jandel Scientific) geladen, die Größe der Verbundfläche durch Umfahren der Fläche mit der Maus unter Setzen von Wegmarken gemessen. Die Größe wurde als Quadratmillimeterwert abgespeichert.

2.3 Auswertung

2.3.1 Datenverarbeitung

Die erhobenen Daten wurden in eine Tabellenkalkulation eingegeben (Excel, Microsoft). Aus den Zugkräften des Mikrozugversuches und den am Mikroskop vermessenen Flächen wurde die Verbundfestigkeit einer Probe berechnet. Die Verbundfestigkeit einer Probe errechnet sich aus der maximalen Zugfestigkeit F vor Versagen geteilt durch die Haftfläche Dentin-Komposit. Der aus den 10 Proben errechnete Mittelwert stellt die Verbundfestigkeit V_{fest} einer Gruppe (in N/mm^2 , entspricht Megapascal, kurz MPa) dar. Proben, die vor Erreichen der Vorkraft frakturierten, wurden von der weiteren Auswertung ausgeschlossen.

Für die zehn Proben wurden daher Mittelwert und Standardabweichung berechnet. Weiterhin wurde die Häufigkeit der am Mikroskop bestimmten Versagensmodi berechnet. Die durchschnittliche Verbundfestigkeit der Proben eines Versagensmodus wurde bestimmt.

2.3.2 Statistik

Verwendet wurde ein Computerprogramm (SPSS 11.5 für Windows, SAS). Für jede Kombination der Versuchsparameter Härnungsmodus des Dentinhaftvermittlers (vier Stufen) und Härnungsmodus des Befestigungskomposites (zwei Stufen) wurden zehn Proben verarbeitet und ausgewertet. Gruppenunterschiede wurden mit der zweifaktoriellen Varianzanalyse auf statistische Signifikanz überprüft. Unterschiede zwischen den Stufen des ersten Hauptfaktors wurden mithilfe des Tukey-Tests auf Signifikanz überprüft, Unterschiede zwischen den Versagensmodi mit dem Chi-Quadrat-Test. Als Signifikanzniveau wurde $P < 0,05$ gewählt.

3 Ergebnisse

3.1 Verbundfestigkeitswerte der Versuchsreihen

3.1.1 Verbundfestigkeit der Gruppen

Die Verbundfestigkeit der Gruppen wird in Abbildung 3-1 als Balkendiagramm dargestellt. Nach der Höhe der mittleren Verbundfestigkeit geordnet, ergibt sich folgendes Bild (in Klammern mittlere Verbundfestigkeit \pm Standardabweichung in MPa): Excite hat die höchsten Werte (LC $8,9 \pm 3,3$ / DC $11,5 \pm 6,5$), knapp gefolgt von Excite DSC (LC $7,9 \pm 3,6$ / DC $10,8 \pm 3,1$). Mit deutlichem Abstand folgt Resin Coating (LC $4,0 \pm 3,5$ / DC $6,0 \pm 4,4$). Optibond FL erreicht lichtgehärtet fast den gleichen Wert wie Resin Coating ($3,9 \pm 3,5$), dual-gehärtet aber nur etwa den halben ($3,6 \pm 2,4$).

3.1.2 Prüfung der Variablen

Die Unterschiede zwischen den Stufen der Hauptfaktoren Dentinhaftvermittler sowie Härtingsmodus des Komposites sind auf dem $p < 0,001\%$ - bzw. $p < 0,05\%$ -Niveau signifikant. Eine signifikante Wechselwirkung zwischen den Hauptfaktoren wurde nicht beobachtet.

Bei Verwendung des dual-härtenden Befestigungskomposites wurde somit eine höhere Verbundfestigkeit beobachtet als bei lichtgehärtetem Befestigungskomposit.

Hinsichtlich der Härtingsmodi der Dentinhaftvermittler zeigte der multiple Mittelwertsvergleich (Tukey-Test), dass die Versuchsreihen Opti FL und Resin Coating sowie Excite und Excite DSC jeweils nicht signifikant voneinander verschieden waren.

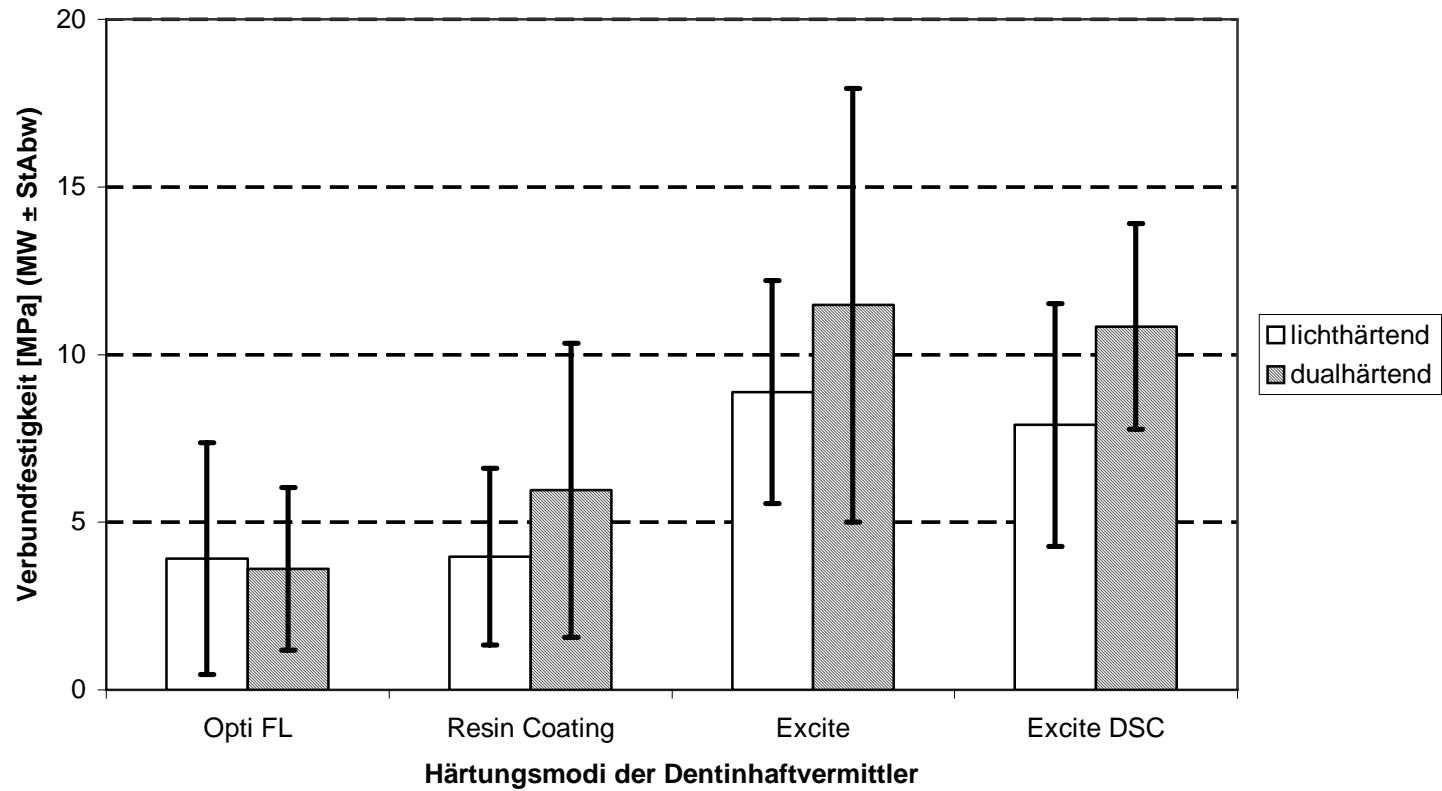


Abbildung 3-1 Mittelwerte der Verbundfestigkeit nach Gruppen geordnet

3.2 Versagensmodi der Versuchsreihen

Die Versagensmodi wurden im Kapitel „Material und Methode“ unter Gliederungspunkt 2.2.8 „Bestimmung des Versagensmodus“ beschrieben.

3.2.1 Häufigkeit der Versagensmodi

Am häufigsten versagte mit fast $\frac{2}{3}$ der Fälle der Verbund zwischen Dentin und Komposit, gefolgt vom Versagenstyp, bei dem sich der Riss quer durch das Komposit zieht und dieses in einen am Dentin und einen am Inlay haftenden Teil trennt (fast $\frac{1}{3}$ der Fälle). Etwa $\frac{1}{10}$ der Proben wies ein Versagen zwischen Inlay und Komposit auf. Die prozentuale Verteilung der Versagensmodi nach Gruppen und die prozentuale Verteilung der Versagensmodi insgesamt sind in Tabelle 3-1 auf Seite 30 dargestellt.

Abbildung 3-2 auf Seite 29 zeigt die Verteilung der Versagensmodi pro Gruppe als Balken.

3.2.2 Zusammengefasste Versagensmodi

Zur Erleichterung der Übersicht wurden die Versagensmodi zu drei Übergruppen zusammengefasst. Die erste Übergruppe „Adhäsiv Dentin“ beinhaltet die Gruppen „Adhäsiv Dentin“ und „Adhäsiv Dentin mit Dentineinriss“.

Die Übergruppe „Adhäsiv Keramik“ beinhaltet „Adhäsiv Keramik“, „Adhäsiv/ kohäsiv an Keramik (lat.)“ und „Adhäsiv/kohäsiv an Keramik (zentral) mit Keramikeinriss“.

Die Übergruppe „Adhäsiv Dentin & Keramik“ beinhaltet „Adhäsiv Dentin/Keramik“ und „Adhäsiv Dentin & Ker./ kohäsiv an Ker. (lat.)“. Die Verteilung der Versagensmodi auf die Gruppen wird in Tabelle 3-2 auf Seite 31 aufgeführt.

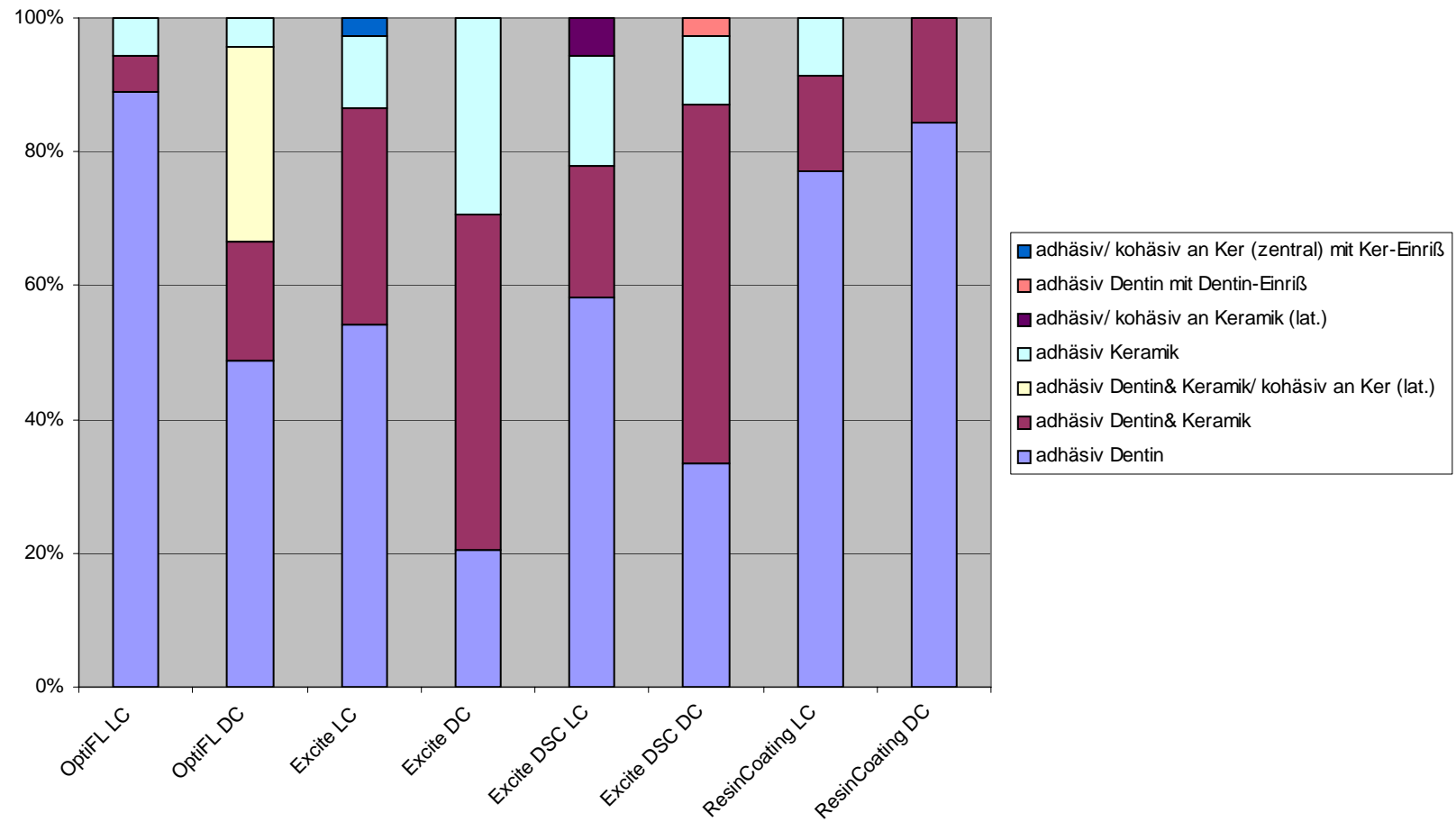


Abbildung 3-2 Diagramm Verteilung der Versagensmodi pro Gruppe

Tabelle 3-2 Verteilung der zusammengefassten Versagensmodi

Modus	Gruppe			
	Opti FL LC	Opti FL DC	Resin Coating LC	Resin Coating DC
Adhäsiv Dentin	32	22	27	27
Adhäsiv Keramik	2	2	3	0
Adhäsiv Dentin & Keramik	2	9	5	5
Gesamt	36	33	35	32

	Excite LC	Excite DC	ExciteDSC LC	ExciteDSC DC
Adhäsiv Dentin	20	7	21	41
Adhäsiv Keramik	5	10	5	4
Adhäsiv Dentin & Keramik	12	17	7	21
Gesamt	37	34	36	39

	Gesamt			
Adhäsiv Dentin	170			
Adhäsiv Keramik	34			
Adhäsiv Dentin & Keramik	78			
Gesamt	282			

Aus der Tabelle ergibt sich, dass in der „Opti FL“- und „Resin Coating“-Gruppe hauptsächlich ein adhäsives Versagen am Dentin auftrat.

Der Verbund der „Excite“- und der „Excite DSC“-Gruppe versagte, wenn diese mit lichtgehärtetem Befestigungskomposit kombiniert wurde, häufiger adhäsiv an Keramik und adhäsiv an Keramik und Dentin als bei der „Opti FL“- und der „Resin Coating“-Gruppe.

Die Kombination von „Excite“ und „Excite DSC“ mit dualhärtenden Befestigungskompositen führte in der Hälfte der Fälle oder noch häufiger zu einem adhäsiven Versagen an der Keramik.

Der Chi²-Test ergab eine zweiseitige Signifikanz dieser Ergebnisse mit $p < 0.001$.

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methode

4.1.1 Wahl der Methode

4.1.1.1 Gegenüberstellung von *in-vitro*- und *in-vivo*-Studien

Im Labor durchgeführte *in-vitro*-Studien zu adhäsiven Dentalwerkstoffen haben den Vorteil, dass sie vergleichsweise schnell und mit wenig Aufwand durchzuführen sind. Sie bieten eine gute Reproduzierbarkeit ihrer Ergebnisse. Mikroskopische Untersuchungen haben gezeigt, dass sich neuere Dentinadhäsive im Bezug auf die Bildung der Hybridschicht und die Ausbildung von Kompositzotten in Dentinkanälchen morphologisch *in-vivo* und *in-vitro* wenig unterscheiden (*Gwinnett et al.* 1992, *Ferrari et al.* 1996). Eine Studie zur Randundichtheit von selbstätzenden Dentinadhäsiven ergab, dass diese *in-vitro* und *in-vivo* vergleichbar ist (*Ferrari et al.* 1994).

In-vitro-Studien sind jedoch lediglich als eine Annäherung an das klinisch zu erwartende Verhalten des geprüften Materials zu verstehen, da sich die Bedingungen im Labor von den klinischen in der Mundhöhle grundlegend unterscheiden (*Haller* 1994). So handelt es sich z. B. bei dem verwendeten Zahnmaterial im Gegensatz zur realen Behandlungssituation um totes Gewebe, und Mundmilieu und Kaubelastung können im Detail nicht realistisch simuliert werden. Auch lassen sich lediglich physikalische Parameter wie Verbundfestigkeit oder Härte messen, nicht jedoch Langzeitergebnisse gewinnen und Faktoren wie etwa die Praxistauglichkeit bestimmen. Daher erzielen adhäsive Füllungsmaterialien im Laborversuch meist bessere Ergebnisse als in der klinischen Anwendung (*Söderholm et al.* 1991).

In-vivo-Studien, insbesondere am Menschen, bieten demgegenüber realistischere Bedingungen für die Erprobung eines Werkstoffes. Die gewonnenen Ergebnisse lassen weiter reichende Rückschlüsse auf die Materialeigenschaften in der praktischen Anwendung zu.

Allerdings sind sie aufwendiger, teurer, schlechter reproduzierbar, stärker mit ethischen Fragestellungen verbunden und langwieriger als *in-vitro*-Studien.

4.1.1.2 Eigenschaften des Mikrozugversuches

Aus dem Zugversuch wurde der Mikrozugversuch entwickelt, um durch die kleinere Verbundfläche der Proben eine homogenere Lastverteilung der Zugkraft zu erzielen. Er wurde 1994 von *Sano et al.* eingeführt (1994b). Bei Zugversuchen kommt es zu Spannungsmaxima an den Randbereichen der Verbundfläche (*van Noort et al.* 1989). Durch die homogenere Lastverteilung sind die gemessenen Verbundfestigkeitswerte bei kleineren Verbundflächen höher und damit näher an der tatsächlichen Belastungsgrenze des Verbundes als beim Zugversuch mit größeren Verbundflächen. Die Anzahl von kohäsiven Frakturen verringert sich, wenn der Mikrozugversuch mit Proben mit sehr kleinen Verbundflächen durchgeführt wird (*Sano et al.* 1994b, *Phrukkanon et al.* 1998, *Tanumiharja et al.* 1999). Weitere Vorteile sind die Möglichkeit, regionale Verbundfestigkeiten am Zahn zu messen, Mittelwert und Streuung für einen Zahn errechnen zu können und den Einfluss veränderten Dentins auf die Verbundfestigkeit messen zu können (*Pashley et al.* 1995).

Allerdings sind Mikrozugversuche laborintensiv und technisch anspruchsvoll. Man braucht eine spezielle Laborausrüstung. Bei der Herstellung der Proben mit dem Sägemikrotom und beim Herauspräparieren der Verbundfläche können Mikrorisse und andere Defekte auftreten, die ein vorzeitiges Verbundversagen hervorrufen. Daher ist eine besonders schonende Arbeitsweise notwendig (*Phrukkanon et al.* 1998, *Tanumiharja et al.* 1999). Allgemein ist es schwierig, Verbundfestigkeitswerte unter fünf MPa zu messen, weil die entsprechenden Proben oft schon bei der Herstellung frakturieren (*Pashley et al.* 1995). Außerdem trocknen die Proben wegen ihrer geringen Größe leicht aus, sodass sie immer feucht gelagert werden müssen (*Pashley et al.* 1995).

Die gewählte Verbundfläche von 1,5 mm² wird als geeignet beschrieben, allerdings wurde statt der von *Phrukkanon et al.* (1998) favorisierten zylindrischen eine viereckige Probenform realisiert. Die Ergebnisse verschiedener Versuchsansätze zur Verbundfestigkeit, wie zum Beispiel Scher- und Zugversuche, lassen sich wegen der ungleichen Belastungseinwirkung auf die Proben nicht vergleichen (*Friedl et al.* 1995, *van Noort et al.* 1989). Dies lässt darauf schließen, dass sich auch die Ergebnisse von Mikrozugversuchen verschiedener Labors wegen der Verschiedenheit der Versuchsanordnungen nicht direkt miteinander vergleichen lassen.

Einen Einfluss auf die Ergebnisse dieser Studie hat gehabt, dass auf die Simulation des intrapulpalen Druckes verzichtet wurde (*Armstrong et al.* 1998).

4.1.1.3 Zur Bestimmung des Versagensmodus

Die Auflösung eines Lichtmikroskops wurde als eventuell nicht ausreichend beschrieben, um in jedem möglichen Fall den Versagensmodus einer Probe zu bestimmen. Eine Beschreibung offensichtlicher Versagensmodi, insbesondere kohäsiver Frakturen, sollte jedoch möglich sein (*Pashley et al.* 1995). Außerdem wird speziell für das mittel-gefüllte Optibond FL von Schwierigkeiten dabei berichtet, den Versagensmodus im Rasterelektronenmikroskop zu bestimmen, sodass auch diese Alternative mit Schwierigkeiten behaftet zu sein scheint (*Armstrong et al.* 1998).

4.1.2 Herstellung der Proben

4.1.2.1 Lagerung und Auswahl der Zähne

Zur Herstellung der Proben wurden extrahierte menschliche dritte Molaren verwendet. Auf menschliches Dentin wurde deshalb zurückgegriffen, weil es sich besser für diese Versuche eignet als Rinderdentin (*Retief et al.* 1990). Da nur unversehrte Exemplare verwendet wurden, ist anzunehmen, dass sich darunter auch nicht durchgebrochene

dritte Molaren von relativ jungen Patienten befanden. Deren Dentin weist eine höhere Eigenfeuchte und Permeabilität auf als das eventuell sklerotische Dentin von durchgebrochenen Zähnen älterer Patienten. Sklerotisches Dentin ist weniger gut ätzbar als junges Dentin (*van Meerbeek et al.* 1994b) und seine Tubuli sind durch mineralische Kristalle verschlossen (*Pashley et al.* 1995). Zu erwarten ist daher, dass die klinischen Verbundfestigkeitswerte geringer ausfallen als die hier gewonnenen (*Pashley et al.* 1995). Die Zähne wurden abweichend von der gängigen Praxis statt in Chloramin-Lösung in 0,5-prozentiger H₂O₂-Lösung gelagert. Anzunehmen ist, dass das Dentin hierdurch zu einem gewissen Grad verändert wurde und dies sich auf die absolute Höhe der Verbundfestigkeit auswirkte. Dadurch, dass alle Zähne gleich behandelt wurden, hat diese Art der Lagerung jedoch nicht zu einer internen Einschränkung der Vergleichbarkeit der Verbundfestigkeitswerte dieser Studie geführt. Da es sich um natürliches Gewebe handelte, waren Schwankungen in der Beschaffenheit des Zahnmaterials zu erwarten. Diese wurden durch die gleich bleibende Gruppenzusammensetzung aus dritten Molaren mit einem festen Verhältnis von drei Unter- zu sieben Oberkieferzähnen minimiert. Außerdem wurden Schwankungen in der Beschaffenheit des Dentins dadurch minimiert, dass nur vollständige, karies- und füllungsfreie Zähne akzeptiert wurden.

Um das Mundmilieu im Bezug auf die Höhe der Temperatur und die Feuchtigkeit zu simulieren, wurden die Proben im Wärmeschrank bei 37° C unter Wasserdampfsättigung gelagert. Dies lässt Temperatur- und pH-Wert-Schwankungen sowie chemische und biologische Einflüsse in der Mundhöhle außer acht.

4.1.2.2 Kavitätengestaltung

Durch die alleinige Verwendung von dritten Molaren mit einem festen Verhältnis von Unter- zu Oberkieferzähnen waren Morphologie und Größe der Kaufläche limitiert. Um gleich große Verbundflächen zu erhalten, wurden Kavitäten für Klasse-I-Inlays von annähernd gleichem Durchmesser präpariert und versorgt. Die Präparationsgrenze wurde so gewählt, dass sie nicht im Bereich von Fissuren lag.

Die Kavitäten konnten sich in ihrer Größe und der Lage in der Krone unterscheiden. Bei der Kavitätengestaltung wurde versucht, eine möglichst homogene Verteilung etwaiger Ungleichheiten auf die Versuchsgruppen zu erreichen. Dritte Unterkiefermolaren wurden mit einer größeren Ausdehnung der Präparation in mesio-distaler Richtung und dritte Oberkiefermolaren mit einer größeren Ausdehnung in vestibulär-palatinaler Richtung präpariert. Dadurch wurde für Ober- und Unterkieferzähne ein vergleichbarer Abstand zu den Pulpahörnern erzielt. Dies war deshalb wichtig, weil die Kavitäten mit der Maßgabe präpariert wurden, dass der Kavitätenboden einen Abstand von einem Millimeter zu den Pulpahörnern haben sollte. Hierdurch sollte zum einen einem Einfluss der Dentintubuli auf die Verbundfestigkeit entgegengewirkt werden. Deren Beschaffenheit und Durchmesser ändert sich mit der Entfernung zum Pulpakavum. Durch die Orientierung an den Pulpahörnern sollte zum anderen eine möglichst gleiche Beschaffenheit des Dentins erreicht werden. Wichtig ist das, weil Kronendentin von Molaren in der Struktur und Zusammensetzung sehr heterogen ist. Eine Abnahme der Verbundfestigkeit mit der Zunahme der Dentintiefe wurde in einer Studie von *Yoshikawa et al.* festgestellt (1999). Der Grund dafür ist, dass in Pulpanähe weniger Intertubulärdentin zur Bildung der Hybridschicht zur Verfügung steht und sich die Eigenfeuchtigkeit des Dentins erhöht (*Pashley & Carvalho* 1997).

Es wirkte sich also die Morphologie der Krone auf die Gestalt der Kavität aus. Die unterschiedliche Tiefe der Kavitäten wurde durch zwei Faktoren bedingt: erstens durch die unterschiedliche Höhe der Krone, zweitens durch die unterschiedliche Form und Lage des Pulpakavums.

Die hier teilweise verwendeten jugendlichen dritten Molaren bestehen hauptsächlich aus sehr durchlässigem Dentin (*Bouillaguet et al.* 2001). Daher schwankte die Beschaffenheit des Verbundmaterials für das zu erprobende Dentinadhäsiv und mit ihm das Ergebnis.

Die Tiefe der Kavität bestimmt die Materialstärke des Inlays. Diese hat einen großen Einfluss auf die Lichtleitfähigkeit der Inlays und dadurch auf den Polymerisationsgrad des Befestigungskomposites am Kavitätenboden (*Chan & Boyer* 1989, *Warren* 1990). Der Polymerisationsgrad wiederum ist entscheidend für die in diesem Versuch gemessene Verbundfestigkeit zum Dentin. Daher wirkte sich bei diesem

Versuchsaufbau die Form der Zahnkrone auf die gewonnenen Verbundfestigkeitswerte aus.

Alle Arbeitsschritte wurden so durchgeführt, wie es der klinischen Praxis entspricht. Allerdings wurde auf die Anwendung von Kofferdam verzichtet, da die extrahierten Zahnkronen unter Raumatmosphäre versorgt wurden und ein Feuchtigkeitszutritt nicht zu erwarten war. Instrumente, Materialien, Verarbeitungszeiten und Applikationstechniken wurden, so gut als möglich, wie in einer realen Behandlung angewandt. Die Verarbeitung der Materialien geschah nach Herstellerangaben.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Diskussion der Arbeitshypothesen

4.2.1.1 Zur ersten Arbeitshypothese: Durch die Anwendung der Resin Coating-Technik erreicht man eine höhere Verbundfestigkeit als durch das Lichthärten des Dentinadhäsives in einem Arbeitsgang mit dem Befestigungskomposit

Die Höhe der Verbundfestigkeit unter Einsatz der Resin Coating-Technik und unter Einsatz von Optibond FL war nur geringfügig unterschiedlich. Der Effekt der Erhöhung der Verbundfestigkeit durch dual-gehärtetes Befestigungskomposit blieb aus. Im Tukey-Test wurden beide Adhäsivsysteme aufgrund ihrer ähnlichen Verbundfestigkeitswerte in die gleiche homogene Untergruppe eingeteilt.

Der Einsatz der Resin Coating-Technik führte nicht zu einer höheren Verbundfestigkeit als die Härtung des Dentinadhäsives zusammen mit dem Befestigungskomposit direkt vor dem Einbringen des Inlays.

Ein möglicher Grund hierfür war, dass das provisorische Füllungsmaterial eine höhere Verbundfestigkeit zum Dentinadhäsiv entwickelte als das Dentinadhäsiv zum Dentin. Bei der Entfernung des provisorischen Füllungsmaterials wurde möglicherweise auch das Dentinadhäsiv teilweise entfernt. Das anschließende Einsetzen des Inlays erfolgte

dann auf einen Kavitätenboden, der aus Dentin mit irregulärer Hybridschicht und Dentinadhäsiv zusammengesetzt war. Dies hat eine niedrige Verbundfestigkeit zur Folge (*Bertschinger et al. 1996*).

Einen Einfluss auf die Verbundfestigkeit von mit Resin Coating-Technik eingesetzten Keramikinlays hat außerdem, ob ein Zwei-Schritt- oder ein Drei-Schritt-Dentinadhäsiv verwendet wurde. Zwei-Schritt-Dentinadhäsive brachten im Ausstoßversuch schlechtere Verbundfestigkeitswerte (*Frankenberger et al. 1999*). *Magne & Douglas* berichten aus ihrer klinischen Erfahrung, dass sich ungefüllte Dentinadhäsive nicht für die Resin Coating-Technik eignen, weil Sie eine geringe Schichtstärke aufweisen. Bei dem von den Autoren praktizierten Aufrauen des Materials vor dem Einsetzen des Inlays (welches von den Auswirkungen her mit dem Entfernen des Provisoriums vergleichbar ist) konnte leicht die Hybridschicht zerstört und das Dentin freigelegt werden (1999).

Das eben Besprochene steht im Widerspruch zu den Ergebnissen anderer Studien, nach denen die Resin Coating-Technik höhere Verbundfestigkeiten als die Verarbeitung des Dentinadhäsives direkt vor dem Einbringen des Inlays erbrachte. Im Zugversuch von *Nikaido et al.* traten mit der Resin Coating-Technik mehr komplexe und weniger adhäsive Versagensmodi auf. Zwischen planem Rinderdentin und einem Kompositzylinder wurde dabei eine Verbesserung der Verbundfestigkeit registriert (2003). Im konisch modifizierten Ausstoßversuch war die Verbundfestigkeit bei Verwendung der Resin Coating-Technik höher als bei Härtung des Dentinadhäsives simultan mit dem Befestigungskomposit (*Frankenberger et al. 1998a*). Ein Rückgang der adhäsiven zugunsten der kohäsiven Frakturen bei Anwendung der Resin Coating-Technik wurde auch in der eben genannten Studie beobachtet. Im Scherversuch stieg die Verbundfestigkeit zwischen einem Kompositzylinder und planem Humandentin nach Verwendung der Resin Coating-Technik ebenfalls. In diesen Versuch wurde zwischen den beiden Anwendungen des Dentinadhäsives eine provisorische Füllung mit Temp Bond gelegt. In diesen Gruppen kam es vermehrt zu kohäsiven Frakturen (*Bertschinger et al. 1996*). Messbar ist eine Verbesserung der Verbundfestigkeit durch die Resin Coating-Technik auch nach der adhäsiven Befestigung von Keramikinlays in Klasse-I-Kavitäten (*Oztürk & Aykent 2003*).

Die Ursache dafür, dass im vorliegenden Versuch weder ein Anstieg der Verbundfestigkeit noch ein vermehrtes Auftreten von kohäsiven Frakturen zu beobachten war, ist vermutlich in unterschiedlichen Versuchsaufbauten und Verarbeitungsprotokollen zu den oben genannten Studien zu suchen (*Abdalla* 2004). Außerdem können die stark schwankenden Eigenschaften des Dentins wie die Dichte der Tubuli, der Anteil anorganischer Stoffe, die Feuchtigkeit des Dentins und die Oberflächenbehandlung desselben verantwortlich für abweichende Ergebnisse verschiedener Studien sein (*Sano et al.* 1994a).

4.2.1.2 Zur zweiten Arbeitshypothese: Durch die Verwendung eines dual-härtenden Dentinadhäsivsystems erreicht man eine höhere Verbundfestigkeit als durch die Verwendung eines lighthärtenden Dentinadhäsivsystems

Die Höhe der Verbundfestigkeit unter Einsatz des dual-härtenden Dentinadhäsives Excite DSC und unter Einsatz des lighthärtenden Dentinadhäsives Excite war nur geringfügig unterschiedlich. Beide Dentinadhäsive erreichten in Verbindung mit dualgehärtetem Befestigungskomposit eine prozentual etwa gleich höhere Verbundfestigkeit als in Verbindung mit lichtgehärtetem Befestigungskomposit. Im Tukey-Test wurden beide Adhäsivsysteme daher aufgrund ihrer Verbundfestigkeitswerte in die gleiche homogene Untergruppe eingeteilt.

Der Einsatz des dual-härtenden Dentinadhäsives Excite DSC führte nicht zu einer höheren Verbundfestigkeit als der Einsatz des lighthärtenden Dentinadhäsives Excite.

Eventuell lässt sich dieses Gleichverhalten dadurch erklären, dass die dünne, ungehärtete Schicht ungefülltes Dentinadhäsiv beim Einsetzen des Inlays mit dem Überschuss des Befestigungskomposites vom Kavitätenboden verdrängt und aus der Kavität gedrückt wurde. Welches der beiden Dentinadhäsive zum Einsatz gekommen war, hätte dann keinen Einfluss auf die Höhe der Verbundfestigkeit gehabt.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie stehen somit im Widerspruch zu den Resultaten von *Frankenberger et al.* (1998a, b), die bei Verwendung dual-härtender Dentinhaftvermittler höhere Verbundfestigkeiten beobachteten als bei nicht separat lichtgehärteten rein lighthärtenden Materialien. Allerdings war in diesen Studien das in

der aktuellen Untersuchung verwendete Material Excite bzw. Excite DSC nicht einbezogen.

4.2.1.3 Zur dritten Arbeitshypothese: Durch die Anwendung eines Drei-Schritt-Dentinadhäsivsystems erzielt man eine höhere Verbundfestigkeit als durch die Anwendung eines Zwei-Schritt-Dentinadhäsivsystems

Das Drei-Schritt-Dentinadhäsivsystem Optibond FL erzielte lichtgehärtet eine um 56 Prozent und dual-gehärtet eine um 69 Prozent geringere Verbundfestigkeit als das Zwei-Schritt-Dentinadhäsivsystem Excite.

Durch die Anwendung eines Drei-Schritt-Dentinadhäsivsystems wird keine höhere Verbundfestigkeit erzielt als durch die Anwendung eines Zwei-Schritt-Dentinadhäsivsystems.

Wie schon für die Verbundfestigkeit geschehen, ließ sich auch für die Verteilung der Versagensmodi eine Untergruppe aus Drei-Schritt-Adhäsivsystemen (Optibond FL und Resin Coating) bilden. In dieser Gruppe gab es häufig Versagen adhäsiv am Dentin. Zusammen mit den niedrigeren gemessenen Verbundfestigkeiten betrachtet, lässt dies den Schluss zu, dass der Verbund zwischen Dentin und Adhäsiv in dieser Gruppe geringer war als bei den Zwei-Schritt-Dentinadhäsiven. Eine Ausnahme stellte Optibond FL in Verbindung mit dual-gehärtetem Befestigungskomposit dar; hier kam es in fast der Hälfte der Fälle zu einem Versagen kombiniert adhäsiv an Keramik und Dentin, überwiegend mit kohäsivem seitlichen Keramikausriß. Die Verbundfestigkeitswerte waren jedoch ca. $\frac{1}{4}$ geringer als bei den anderen Gruppen mit dual-gehärtetem Befestigungskomposit, sodass nicht auf einen besseren Verbund zwischen Dentin und Adhäsiv geschlossen werden kann.

Im Gegensatz zu den hier gefundenen Ergebnissen wurden in einer anderen Studie im Mikrozugversuch für Zwei-Schritt-Systeme und Drei-Schritt-Systeme gleiche Verbundfestigkeitswerte gemessen (*Phrukkanon et al.* 1998). Optibond FL erzielte in jener Studie bei gleicher Interfacegröße wie im hier besprochenen Versuchsaufbau Verbundfestigkeitswerte von durchschnittlich 19 MPa, im Gegensatz zu den in diesem

Versuch gemessenen durchschnittlichen 3,7 MPa. Die Ursache ist vermutlich im unterschiedlichen Versuchsaufbau zu suchen. Die Herstellerangabe für die Scherfestigkeit lautet hingegen 26,9 MPa zu geätztem Dentin (*Kerr 1992*). Auch die Scherfestigkeit lässt sich nicht direkt mit der Zugfestigkeit im Mikrozugversuch vergleichen, was den Unterschied erklärt.

Dem stehen die Ergebnisse einer Studie von *Frankenberger et al.* gegenüber, dass Zwei-Schritt-Dentinadhäsive im Ausstoßversuch eine schlechtere Verbundfestigkeit erreichen als Drei-Schritt-Dentinadhäsive (1998a). Optibond FL bildet mit 20 µm eine doppelt so dicke Adhäsivschicht wie Excite (*Bouillaguet et al. 2001*). Vermutet wird eine unvollständige Polymerisation infolge höherer Empfindlichkeit gegenüber Verschmutzung durch Wasser und Sauerstoff für Excite (*Rueggeberg & Margeson 1990*). Dies würde erklären, warum Excite gegenüber Rinderdentin eine schlechtere Verbundfestigkeit als Optibond FL zeigte. Optibond FL erreichte in jener Studie Verbundfestigkeitswerte von ca. 22 MPa, Excite erreichte ca. 14 MPa (*Bouillaguet et al. 2001*). Auch „*in-vivo*“-Studien (*Van Meerbeek et al. 1994a, Alhadainy & Abdalla 1996*) und eine „*in-vitro*“-Studie (*Miyazaki et al. 1995*) zur Verbundfestigkeit sowie eine Studie zur Randundichtheit (*Fortin et al. 1994*) ergaben, dass mittel-gefüllte Dentinadhäsive wie Optibond FL bessere Eigenschaften als ungefüllte Dentinadhäsive wie Excite aufweisen. Als Ursache wird der Besitz einer elastischen „Pufferzone“ für mechanische Belastung angenommen (*Armstrong et al. 1998*). *Van Meerbeek et al.* kommen zu dem Schluss, dass Drei-Schritt-Adhäsive bessere Materialeigenschaften und eine längere klinische Funktion als Zwei-Schritt-Adhäsive aufweisen (2003).

4.2.1.4 Zur vierten Arbeitshypothese: Durch die Verwendung dual-gehärteten Befestigungskomposits erreicht man höhere Verbundfestigkeitswerte als durch die Anwendung von lichtgehärtetem Befestigungskomposit

Wurde die Basispaste allein ohne den Katalysator lichtgehärtet, so war die Verbundfestigkeit je nach Gruppe um 29 bis 50 Prozent geringer als bei der Dualhärtung des Befestigungskomposites. Eine Ausnahme bildete die Gruppe Optibond

FL, hier war die Verbundfestigkeit im Vergleich zur Dualhärtung um acht Prozent höher.

Durch den Einsatz von dual-gehärtetem Befestigungskomposit wurden höhere Verbundfestigkeitswerte als durch den Einsatz von lichtgehärtetem Befestigungskomposit erreicht.

Der Härtungsmodus des Befestigungskomposites übte also einen Einfluss auf die Verbundfestigkeit aus. Außerdem ergaben sich Änderungen in der Verteilung der Versagensmodi. Wurde das Befestigungskomposit dual-gehärtet, kam es in allen Gruppen zu einer Zunahme von Versagen kombiniert an Dentin und Keramik auf Kosten von Versagen adhäsiv am Dentin. Eine Ausnahme bildete die Resin Coating-Gruppe, wo beide Härtungsmodi gleiche Ergebnisse bewirkten. Das Verbundversagen fand also weniger häufig an der Grenze zwischen Dentin und Adhäsiv statt, und häufiger war die Grenze zwischen Dentin und Keramik mitbetroffen. Dies deutet auf einen besseren Verbund zwischen Dentin und Adhäsiv in den Gruppen mit dual-gehärtetem Befestigungskomposit hin.

Da die verwendeten Keramikinlays aus unbemalter IPS-Empress-TC-2-Keramik bestanden, wiesen sie eine gute Lichtdurchlässigkeit auf. Die vom Lichtpolymerisationsgerät zu durchstrahlende Materialstärke der Keramik betrug zwei bis drei Millimeter bis zum Kavitätenboden. Bei dual-härtendem Befestigungskomposit, welches durch Keramik hindurch lichtpolymerisiert wird, sinkt die Endhärte ab einer Schichtstärke von drei Millimetern (*El-Mowafy et al.* 1999). Auch wenn die lighthärtende Basispaste allein durch Keramik lichtgehärtet wird, verschlechtern sich die mechanischen Eigenschaften des Materials (*Hofmann et al.* 2001, *Blackman et al.* 1990, *Warren* 1990). Es ist daher davon auszugehen, dass die unterschiedliche Materialstärke der Inlays einen Einfluss auf den Polymerisationsgrad des Befestigungskomposites am Kavitätenboden hatte.

Der Härtungsmodus des Befestigungskomposites übt einen großen Einfluss auf die Verbundfestigkeit aus (*Pfeifer et al.* 2003). Allgemein erreichen dual-härtende Befestigungskomposite dual-gehärtet eine höhere Konversionsrate als allein lichtgehärtet. In der Literatur finden sich viele Studien, die von der Verbesserung verschiedener Materialeigenschaften des Befestigungskomposites durch Dualhärtung berichten. Die hier gefundenen Ergebnisse stützen diese Hypothese. Erklärbar ist das

dadurch, dass der Polymerisationsgrad des Befestigungskomposites die Materialeigenschaften stark beeinflusst (*Darr et al.* 1995).

Studien mit verschiedenen dual-härtenden Befestigungskompositen hatten zum Ergebnis, dass dual-härtende Befestigungskomposite durch Lichthärtung härter (Knoop-Härte) werden als durch ausschließlich chemische Härtung (*Al-Mouzayn et al.* 2000, *Braga et al.* 2002). Dies hatte jedoch bei Variolink II keine negativen Auswirkungen auf die Biegefestigkeit (*Braga et al.* 2002). Aus der höheren Härte eines Befestigungskomposites wurde auf eine höhere Biegefestigkeit geschlossen. Hierbei erzielte dual-gehärtetes Befestigungskomposit bessere Werte als allein chemisch gehärtetes (*Darr et al.* 1995). Variolink II erreicht allein chemisch gehärtet nur 62 Prozent der Konversionsrate, die es dual-gehärtet aufweist (*Caughman et al.* 2001). Auch die Scherfestigkeit von Variolink II ist chemisch gehärtet niedriger als dual-gehärtet (*Peters & Meiers* 1996). Die Anzahl der offenen Doppelbindungen nach Polymerisation im dual-härtenden Befestigungskomposit wird durch Lichthärtung desselben reduziert, und die Abrasionsfestigkeit erhöht sich (*Peutzfeld* 1995). Eine höhere Konversionsrate durch Lichtpolymerisation von dual-härtenden Befestigungskompositen wurde auch durch Infrarotspektroskopie festgestellt (*Rueggeberg et al.* 1993).

Die Oberflächenhärte (Vickers-Härte) und der Elastizitätsmodus sowie die Biegefestigkeit verbessern sich durch die Dualhärtung des Materials im Vergleich zur alleinigen Lichthärtung (*Hofmann et al.* 2001). Im Ausstoßversuch erreichen dual-gehärtete Befestigungskomposite eine höhere Verbundfestigkeit als lichtgehärtete Befestigungskomposite (*Frankenberger et al.* 1998b).

Andere Autoren gingen nicht davon aus, dass eine höhere Konversionsrate alle mechanischen Eigenschaften eines Befestigungskomposites positiv beeinflusst (*Asmussen & Peutzfeld* 1998). *Ferracane & Greener* postulierten eine Schwelle in der Vernetzungsdichte des Befestigungskomposites, ab der die Konversionsrate keinen großen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften des Befestigungskomposites ausübt (1986). Dies wird gestützt durch eine Studie von *Besek et al.*, die keine bestrahlungsunabhängige höhere Härte des dual-härtenden Befestigungskomposits im Vergleich zu lichthärtendem Befestigungskomposit beobachtet hat (1995). Gegenstand jener Untersuchung war die Vickers Härte, von der auf den Polymerisationsgrad des

Befestigungskomposites geschlossen wurde. Auch in Bezug auf den Polymerisationsgrad wurden keine Unterschiede zwischen lichtgehärtetem und dualgehärtetem Befestigungskomposit festgestellt.

4.3 Schlussfolgerungen

Zusammenfassend lässt sich aus den Ergebnissen dieser Studie ableiten, dass die Verwendung von dual-härtenden Zwei-Schritt-Dentinadhäsivsystemen keine bessere Verbundfestigkeit zur Folge hat als die Verwendung von lichthärtenden Zwei-Schritt-Dentinadhäsivsystemen. Zusätzliche Härtungsschritte (Resin Coating-Technik) haben das Ergebnis nicht verbessert. Durch Dualhärtung des Befestigungskomposites wurde die Verbundfestigkeit im Vergleich zur alleinigen Lichthärtung desselben in Verbindung mit drei von vier geprüften Dentinadhäsiven verbessert.

5 Zusammenfassung

Aufgabe der vorliegenden Arbeit ist es, die Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Dentinadhäsivsystem sowie Befestigungskomposit zu untersuchen.

Es waren vier verschieden gehärtete Adhäsivsysteme Gegenstand der Untersuchung. Verwendet wurden das Drei-Schritt-Adhäsivsystem Optibond FL, die Resin Coating-Technik mit Optibond FL, ein lichthärtendes (Excite) und ein dual-härtendes Zwei-Schritt-Adhäsivsystem (Excite DSC). Damit kombiniert wurde die Auswirkung von Licht- bzw. Dualhärtung von Variolink-II-Befestigungskomposit beobachtet.

Jede Kombination stellte eine Versuchsgruppe dar. Pro Gruppe wurden zehn Inlays adhäsiv in Kavitäten in extrahierten dritten Molaren eingegliedert. Aus jedem Zahn wurden bis zu fünf Proben zur Bestimmung der Verbundfestigkeit im Mikrozugversuch hergestellt. Der jeweilige Versagensmodus wurde im Stereomikroskop überprüft. Die statistische Auswertung erfolgte mit zweifaktorieller Varianzanalyse und Tukey-Test.

Bezogen auf die Verbundfestigkeit ergab sich, dass die Zwei-Schritt-Dentinadhäsiv-Systeme in Verbindung mit dual-gehärtetem Befestigungskomposit die höchste Verbundfestigkeit erreichten. Bestätigt wurde das durch das in dieser Konstellation erhöhte Versagen kombiniert in Dentin und Keramik, welches auf einen guten Verbund zum Dentin schließen lässt. Von den Adhäsivsystemen wiesen Excite (11,6 MPa dual-gehärtet) und Excite DSC (10,8 MPa dual-gehärtet) mit Abstand die höchsten Werte auf, gefolgt von Resin Coating (6,0 MPa dual-gehärtet) und Optibond FL (3,6 MPa dual-gehärtet). Wenn das Befestigungskomposit dual-gehärtet wurde, erreichten bis auf Optibond FL alle Adhäsivsysteme ca. $\frac{1}{4}$ höhere Verbundfestigkeiten.

Bei Verwendung der Resin Coating-Technik ergab sich daher insgesamt keine bessere Verbundfestigkeit als bei Verwendung von Optibond FL. Auch der Einsatz des dual-härtenden Dentinadhäsivsystemes Excite DSC ergab gegenüber dem lichthärtenden

Excite keine höhere Verbundfestigkeit. Die beiden zusätzlichen Schritte zur Verbesserung der Verbundfestigkeit brachten keinen Erfolg.

Bezogen auf die Versagensmodi ergab sich, dass am häufigsten mit fast 2/3 der Fälle der Verbund adhäsiv zwischen Dentin und Komposit versagte. Am zweithäufigsten kam der Versagenstyp vor, bei dem sich der Riss quer durch das Komposit zieht und dieses in einen am Dentin und einen am Inlay haftenden Teil trennt (fast 1/3 der Fälle). Etwa 1/10 der Proben wies ein adhäsives Versagen zwischen Inlay und Komposit auf. Wurde das Befestigungskomposit dual-gehärtet, kam es in allen Gruppen zu einer Zunahme von Versagen kombiniert an Dentin und Keramik auf Kosten von Versagen adhäsiv am Dentin außer in der Resin Coating-Gruppe, wo beide Härtungsmodi gleiche Ergebnisse hervorriefen.

Zusammenfassend lässt sich aus den Ergebnissen dieser Studie ableiten, dass die Verwendung von dual-härtenden Zwei-Schritt-Dentinadhäsiv-Systemen keine bessere Verbundfestigkeit zur Folge hat als die Verwendung von lichthärtenden Zwei-Schritt-Dentinadhäsivsystemen. Zusätzliche Härtungsschritte (Resin Coating-Technik) haben das Ergebnis nicht verbessert. Durch Dualhärtung des Befestigungskomposites wurde die Verbundfestigkeit im Vergleich zur alleinigen Lichthärtung desselben in Verbindung mit drei von vier geprüften Dentinadhäsiven verbessert.

6 Anhang

Abformmasse:	Detaseal Quick light bodied fast setting, Lot Nr. 030801 Detax GmbH & Co. KG, 76256 Ettlingen
	A-Sil 2002 perfect L/N Dental Liga, 50931 Köln
Absaugkanüle:	Surgitip Lot Nr. 38771 Roeko, D-89122 Langenau
Airflow-Aufsatz:	Prophyflex 2 2012 KaVo, Biberach
Applikationskanülen Ätzel:	Total Etch Nr. 550587 Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
Applikationspistole:	Dentsply de Trey GmbH, D-78467 Konstanz
Applikatoren:	Omnitips Omnicent GmbH
Autopolymerisat :	Paladur Transparent Heraeus Kulzer GmbH, D-61273 Wehrheim/Ts.

Composite Gun-Kanülen:	Hawe Composite Gun tubes and plugs orange, low viscosity, Lot Nr. 70303386 Hawe Neos Dental SA, CH-6934 Bioggio
Computerprogramme:	Excel 97 Word 97 Microsoft Corp. Zwick-PC-Software-System Z 7010 Ver. 5.18 Zwick GmbH, Ulm SPSS for Windows 11.5 SPSS Inc., Chicago Kamerasoftware DMC 1e Ver. 1.1 Polaroid Corp. Bildvermessungs- und Betrachtungsprogramm Sigma Scan Image Ver. 1.20.09 Jandel Scientific
Digitalkamera:	Digitalkamera (PDMC 2, Polaroid) Polaroid Corp.
Einwegpinsel:	Art. Nr. 533670 Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein

Glyzeringel:	Airblock-Gel Dentsply de Trey, Lot Nr. 0203001173
Heißkleberstäbe:	Artikel-Nr. 51000701 Bredent, 7913 Senden
Kaltlichtquelle:	Lichtquelle mit biegsamen Lichtleitern KL 1500-Z Schott GmbH
Kartuschenpistole:	Extrude 1:1 Kerr Corp.
Keramik:	IPS-Empress-TC (tooth colour)-2-Rohlinge Lot Nr. E 31110 Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
Keramikätzgel:	IPS Ceramic Refill Lot F 57451 Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
Komposite:	Variolink II (Basispaste): high viscosity, gelb, 210/A3, universal, Lot F 64173, F 64173, F 64173, E 43489 Variolink II (Katalysatorpaste): high viscosity, gelb 210/A3, Lot E 58614, F 65059, F 65059 Ivoclar Vivadent Dental GmbH, D-73471 Ellwangen

Optibond FL Primer F-Lot Nr. 212298

Optibond FL Adhesive F-Lot Nr. 212912

Kerr Corp., 1717 West Collins, Orange, CA 92867,
USA

Excite soft touch single dose intro pack,

Lot F 53666

Excite DSC soft touch single dose refill regular,

Lot F 63498

Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan,
Liechtenstein

Systemp Onlay Cavifil universal Refill, Lot F 09458

Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan,
Liechtenstein

Kontrollpaste:

Empress Kontrollpaste Lot Nr. D 54639, E 22564

Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan,
Liechtenstein

Kraftmessdose:

100 N- Kraftmessdose (Typ 7074.156, Zwick

Zwick GmbH, Ulm

Lichtpolymerisationsgerät:

Elipar Trilight

Espe AG, Seefeld

Materialprüfmaschine:	statische Materialprüfmaschine (UPM 1445 03, Zwick) Zwick GmbH, Ulm
Mikroskop:	Mikroskop (Tessovar 43 50 24 - 9902, Carl Zeiss) Carl Zeiss, Jena
Modellierwachs:	braunes Zervikalwachs und gelbes Modellierwachs Wieland
Poliermaschine:	Automata Pressair TF 250 Jean Wirtz, Düsseldorf
Probengläschen:	Art. Nr. FP 04, 4 ml Art. Nr. FP 02, 2 ml Hartenstein Laborversand, 97078 Würzburg
PTFE-Gewindedichtband:	DIN-DVGW NV-5143AUO155-HTW
Reinigungspulver:	Natriumbikarbonat Ref. 0.489.0020 KaVo, Biberach
Sägemikrotom:	SP 1600 Sägemikrotom Leica, Solms
Sägemikrotomblatt:	300 µm dickes Sägeblatt S 35 D Winter GmbH

Schleifkörper:	Für Kavitätenpräparation: abgerundete Walze FG 3080, abgerundete Walze Finierer Rotring FG 3025 Intensiv SA, CH-6916 Grancia
	Zum Inlay-Aufpassen: Diamanttrennscheibe: Nr. H 350 220 Horico, 12203 Berlin Diamantschleifkörper: Nr. 205 845 KR 314 025; 205 8845 KR 314 025; 205 845 KR EF 314 025; 879 134 014 8879, Komet GmbH, 74354 Besigheim
Schleifpapier für Poliermaschine:	Hermes P 320 WS-Flex 18-B waterproof
Schmelzätzgel:	Ultra Etch Nr. 1-800-552-5512 Ultradent Products Corp.
Sekundenkleber:	Artikel Nr. 1733-2000, Lot-Nr. 031212 Renfert GmbH, 78247 Hilzingen
Silanhafthvermittler:	Monobond S, Lot F 86984 Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein
Silberlack:	Purargent SW-Dental, 63739 Aschaffenburg

Superhartgips:	GC Fuji-Rock EP GC Corp., Japan
Timer:	Quartz Countdown-Timer No Name
Trennschleifmaschine:	WOCO 50/Med mit 0,30 mm breiter Stahltrennscheibe Conrad, Clausthal-Zellerfeld
V2A-Karosseriescheiben:	Art. Nr.: 6180183 Schneider & Klein, Dyckerhoff-Gruppe
Wachstrennmittel:	Isolit Art. Nr. 25140001 Degussa
Wärmeschrank:	Memmert KA FRA, Ing. Karl Frank, Erlangen
Wasserstoffperoxid:	3 %, stabilisiert mit 0,5 % Phosphorsäure DAB Apotheke des Klinikums der Universität Würzburg
Winkel- und Handstücke:	KaVo Schnelläufer-Winkelstück B 20 C, rot KaVo, Biberach a. d. Riß W&H Handstück Nr. 945 W&H Dental

7 Literaturverzeichnis

Abdalla AI: Microtensile and tensile bond strength of single bottle adhesives: a new test method. *J Oral Rehabil* 31, 379-384 (2004)

Alhadainy HA, Abdalla AI: 2-year clinical evaluation of dentin bonding systems. *Am J Dent* 9, 77-79 (1996)

Al-Mouzayn MS, El-Mowafy OM, El-Badrawy WA: Knoop microhardness of dual-cure resin cements. *J Dent Res* 79 (IADR Abstracts), 593 Abstract 3165 (2000)

Armstrong SR, Boyer D, Keller J: Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater* 14, 44-50 (1998)

Asmussen E, Peutzfeldt A: Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 14, 51 (1998)

Asmussen E: Factors affecting the colour stability of restorative systems. *Acta Odontol Scand* 41, 11-18 (1983)

Bertschinger C, Paul S, Lüthy H, Schärer P: Dual application of dentin bonding agents: Effect on bond strength. *Am J Dent* 9, 115-119 (1996)

Besek M, Mörmann WH: Die Aushärtung von Komposit unter CEREC-Inlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 105, 1123-1128 (1995)

Blackman R, Barghi N, Duke E: Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent* 63, 295-300 (1990)

Blatz MB, Sadan A, Kern M: Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 89, 268-74 (2003)

Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucci B, Cattani M, Godin Ch, Meyer JM: Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent* 29, 55-61 (2000)

Braga RR, Ballester RY, Carrilho MRO: Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. *J Prosthet Dent* 81, 285-289 (1999)

Braga RR, Cesar PF: Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 29, 257-62 (2002)

Buonocore MG: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34, 849-853 (1955)

Cardash HS, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A: The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent* 69, 620-623 (1993)

Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA: Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent* 85, 479-484 (2001)

Chan KC, Boyer DB: Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Res* 68, 476-480 (1989)

Cho BH, Dickens SH, Bae JH, Chang CG, Son HH, Um CM: Effect of interfacial bond quality on the direction of polymerization shrinkage flow in resin composite restorations. *Oper Dent* 27, 297-304 (2002)

Christensen GJ: Self-etching primers are here. *J Am Dent Assoc* 132, 1041-3 (2001)

Cook WD, Thomasz F: A photocured composite resin with an apparent infinite depth of cure. *Austr Dent J* 28, 243 (1983)

Darr AH, Jacobsen PH: Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil* 22, 43-7 (1995)

Dietschi D, Magne P, Holz J: Bonded to tooth ceramic restorations: In-vitro evaluation of the efficiency and failure mode of two modern adhesives (Sic!). *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 105, 299-305 (1995)

El-Badrawy WA, El-Mowafy OM: Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent* 73, 515-524 (1995)

El-Mowafy OM, Rubo MH, El-Badrawy WA: Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. *Oper Dent* 24, 38-44 (1999)

Ernst CP: Was Sie schon immer über Dentinadhäsive wissen wollten. *Magazin für Zahnheilkunde, Management & Kultur* 5, 254-269 (2001)

Ferracane JL, Greener EH: The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journ Biomed Mater Res* 20, 121 (1986)

Ferrari M, Cagidiaco MC, Kugel G, Davidson CL: Dentin infiltration by three adhesive systems in clinical and laboratory conditions. *Am J Dent* 9, 240-244 (1996)

Ferrari M, Yamamoto K, Vichi A, Finger WJ: Clinical and laboratory evaluation of adhesive restorative systems. *Am J Dent* 7, 217-219 (1994)

Fortin D, Perdiago J, Swift EJ Jr: Microleakage of three new dentin adhesives. *Am J Dent* 7, 315-318 (1994)

Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25, 324-30 (2000)

Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A: Dentinhaftung von Keramikinlays in simulierten Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 53, 507-512 (1998a)

Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A: Push-out dentin bond strength of ceramic inlays using different luting modes. *J Dent Res* 77, (Special Issue B) 815 (Abstract No. 1469) (1998b)

Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A: Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent* 24, 147-155 (1999)

Friedl KH, Powers JM, Hiller KA, Schmalz G: Der Komposit-Dentinverbund nach Anwendung von Dentinadhäsiv-Systemen. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 577-581 (1995)

Gwinnett AJ, Kanca J: Micromorphological relationship between resin and dentin in vivo and in vitro. *Am J Dent* 5, 19-21 (1992)

Hahn P, Attin T, Grofke M, Hellwig E: Influence of resin cement viscosity on microleakage of ceramic inlays. *Dent Mater* 17, 191-6 (2001)

Hahn R, Löst C: Adhäsiv befestigte Keramikeinlagefüllungen. Thieme, Stuttgart, New York (1996)

Haller B, Thull R, Klaiber B, Teuber M: An extrusion test for determination of bond strength to dentin. *J Dent Res* 70 (special issue), 525 (abstract Nr. 2070) (1991)

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

Hasegawa EA, Boyer DB, Chan CN: Hardening of dual cured cements under composite resin inlays. *J Prosteth Dent* 66, 187-92 (1991)

Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban und Fischer, München, Jena (1999)

Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B: Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil* 28, 1022-1028 (2001)

Höland W: Pressbare Glaskeramiken: IPS Empress und IPS Empress 2. *Quintess Zahntech* 26, 723-731 (2000)

Ivoclar Vivadent AG: Variolink II Gebrauchsinformation. Liechtenstein, (2003)

Kerr Mfg. Co.: Optibond technical profile. Romulus (1992)

Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R: Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 13 (special issue), 60D-76D (2000)

Krejci I, Lutz F: Tulux-Zement. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 99, 455-459 (1989)

Kugel G, Ferrari M: The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 131 (supplement), 20-25 (2000)

Lässig H, Müller R: Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte. DuMont, Köln, 1999

Lutz F, Krejci I, Frischknecht A: Lichtpolymerisationsgeräte. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102, 565-572 (1992)

Magne P, Douglas WH: Porcelain veneers: dentin bonding optimization and biomimetic recovery of the crown. Int J Prosthodont 12, 111-121 (1999)

McCabe JF, Rusby S: Dentine bonding- the effect of pre-curing the bonding resin. Br Dent J 176, 333-336 (1994)

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

Myers ML, Caughman WF: Effect of restoration composition, shade, and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. J Prosthodont 3, 149-57 (1994)

Nikaido T, Cho E, Nakajima M, Tashiro H, Toba S, Burrow MF, Tagami J: Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. Am J Dent 16 (special issue), 41A- 46A (2003)

Oztürk N, Aykent F: Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. J Prost Dent 89, 275-281 (2003)

Pashley DH, Carvalho RM: Dentine permeability and dentine adhesion. J Dent 25, 355-372 (1997)

Pashley DH, Sano H, Chiucci B, Yoshiyama M, Carvalho RM: Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater* 11, 117-125 (1995)

Paul SJ, Schärer P: The dual bonding technique: a modified method to improve adhesive luting procedures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 17, 536-545 (1997)

Peter A, Paul SJ, Lüthy H, Schärer P: Film thickness of various dentin bonding agents. *J Oral Rehabil* 24, 568-573 (1997)

Peters AD, Meiers JC: Effect of polymerization mode of a dual-cured resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. *Am J Dent* 9, 264-268 (1996)

Peutzfeld A: Dual-cure resin cements: in-vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume and light curing. *Acta Odontol Scand* 53, 29-34 (1995)

Pfeifer CD, Shih D, Braga RR: Compatibility of dental adhesives and dual-cure cements. *Am J Dent* 16, 235-8 (2003)

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

Prinsloo LC, van der Vyver PJ: Percentage cure of cement cured through various thicknesses of Cerec porcelain. *J Dent Assoc S Afr* 52, 283-6 (1997)

Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR: Extracted human vs. bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent* 3, 253-258 (1990)

Rheinberger V: Materialtechnologie und Eigenschaften einer neuen Lithiumdisilicat Glaskeramik. *ZWR* 108, 214-217 (1999)

Rosenstiel SJ, Land MF, Crispin BJ: Dental luting agents: A review of the current literature. *J Prosthet Dent* 80, 280-301 (1998)

Rueggeberg FA, Caughman WF: The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent* 18, 48-55 (1993)

Rueggeberg FA, Margeson DH: The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res* 69, 1652-1658 (1990)

Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH: Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 73, 1205 (1994a)

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Chiucci B, Carvalho R, Pashley D: Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength- Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 10, 236-240 (1994b)

Söderholm KJ: Correlation of in-vivo and in-vitro performance of adhesive restorative materials: A report of the ASC MD 156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials. *Dent Mater* 7, 74-83 (1991)

Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ: Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater* 16, 180-187 (2000)

Touati B, Miara P, Nathanson D: *Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen*. Urban und Fischer, München, Jena (2001)

Uctasli SU, Hasanreisoglu U, Wilson HJ: The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. *J Oral Rehabil* 21, 565-75 (1994)

Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentin. *J Dent* 22, 141-146 (1994b)

Van Meerbeek B, de Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G: Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Oper Dent* 28, 215-235 (2003)

Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 73, 1690-1702 (1994a)

Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 72, 1432-1442 (1993)

Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S: The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 70, 889-893 (1991)

Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew GE: A critique of bond strength measurements. *J Dent* 17, 61-67 (1989)

Warren K: An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thicknesses of porcelain. *J Oral Rehabil* 17, 327-334 (1990)

Watts DC, Cash AJ, Chauhan J, Rathore S: Variables influencing hardness development in dual-cure composite luting materials. *J Dent Res* 73, 801 (Abstr. 115) (1994)

White SN, Yu Z: Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 69, 568 (1993)

Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH: Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. J Dent Res 78, 898-903 (1999)

Zellmer A: Werkstoffkundliche Untersuchungen zur Belastbarkeit implantatgetragener Brücken aus IPS Empress 2. Dissertation München (2002)

Danksagung

Professor Dr. Klaiber danke ich für die Überlassung des Themas und die Übernahme des Referates.

Mein besonderer Dank gilt Professor Dr. Renk für die Übernahme des Korreferates.

Privatdozent Dr. Hofmann, der mich während der Durchführung der Arbeit mit fachlichem Rat angeregt und unterstützt hat, möchte ich herzlich danken.

Dr. Zwirner-Baier gebührt für die Betreuung der HPLC-Anlage herzlicher Dank und Anerkennung.

Mitdoktorand Christian Hohmann danke ich für seine Problemlösungen und seine Geduld und Ausdauer.

Insbesondere die experimentelle Arbeit haben die Zahntechniker Hr. Halbleib und Hr. Mödl des Kons-Labors und die Techniker Hr. Hofmann und Hr. Hümpfer aus dem FMZ-Labor ermöglicht. Bei der Literaturrecherche wurde ich von Fr. Martin auf das Beste betreut. Hierfür möchte ich danken.

Ohne die niedergelassenen Zahnärztinnen und Zahnärzte, die die für die Versuche notwendigen Weisheitszähne gesammelt haben, wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Ihnen gilt mein besonderer Dank.

Vielen Dank an meine Eltern und meine Partnerin für die langjährige Unterstützung und das Verständnis, die diese Arbeit erst ermöglicht haben.

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name: Philipp Martin Lenzen
Geburtsdatum: 15. 10. 1977
Geburtsort: Bonn
Eltern: Crista Lenzen, geb. Brall, Sekretärin
Dr. Klaus-Peter Lenzen, Zahnarzt
Geschwister: Thomas Lenzen, Student

Schulbildung

1984- 1990 Besuch von Grundschule Bündheim und Orientierungsstufe Deilich in Bad Harzburg
1990- 1997 Besuch des Werner-von-Siemens-Gymnasiums Bad Harzburg, Abitur

Zivildienst

1997-1998 Mutter-Kind-Kurhaus Altenau

Studium

WS 1998/99 Aufnahme des Studiums der Zahnmedizin an der Julius-Maximilians-Universität Würzburg
April 2001 Zahnärztliche Vorprüfung
August 2003 Zahnärztliche Prüfung
Dezember 2003 Approbation als Zahnarzt

Promotion

April 2004

Beendigung der Versuche, Niederschrift der
Arbeit

A handwritten signature in black ink, consisting of the initials 'P.' followed by a stylized, cursive 'L'.

Philipp Lenzen