

Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie  
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. H.-G. Schaller



**Qualitative und quantitative Untersuchung zum Einfluss  
fließfähiger Füllungswerkstoffe auf die Dentinhaftung  
neuer Komposite undOrmocere® - eine in vitro Untersuchung**

Dissertation

Zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät  
der Martin-Luther-Universität

von Adrian Kozlowski  
geboren am 11.06.1971 in Halle/S.

Gutachter: 1. Prof. Dr. Schaller  
2. Prof. Dr. Setz  
3. Prof. Dr. Kappert

22.11.2001

07.01.2002

**urn:nbn:de:gbv:3-000002925**

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000002925>]

Im Gedenken an meinen Vater

## INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
1.1	Dentin	1
1.1.1	Morphologie und Chemie	2
1.1.2	Permeabilität und Smear Layer	3
1.2	Dentinvorbehandlung	4
1.3	Dentinhaftung	5
1.4	Dentinhaftvermittler	6
1.5	Komposite	9
1.6	Ormocere®	12
1.7	Ziel der Untersuchung	14
2	MATERIAL UND METHODE	15
2.1	Material	15
2.1.1	Zähne und Lagerungs- bzw. Spüllösungen	15
2.1.2	Ätzel	15
2.1.3	Dentinhaftvermittler	15
2.1.4	Komposit	17
2.1.5	Ormocere®	18
2.2	Methode	19
2.2.1	Herstellung der Dentinscheiben	19
2.2.2	Herstellung der Zugproben	20
2.2.3	Quantitative Analyse	23
2.2.4	Qualitative Analyse	25
2.2.5	Statistik	25

3	ERGEBNISSE	26
3.1	Quantitative Untersuchung	26
3.1.1	Darstellung der Messergebnisse	26
3.2	Qualitative Untersuchung	33
3.2.1	Penetrationsvermögen der Dentinadhäsive	33
3.2.2	Frakturanalyse	37
4	DISKUSSION	47
4.1	Aufbau und Durchführung des Versuches	47
4.1.1	Versuchszähne	47
4.1.2	Herstellung der Dentinproben	48
4.1.3	Perfusion	48
4.1.4	Dentinhaftvermittler	49
4.1.5	Versuchsdurchführung	50
4.2	Diskussion der Ergebnisse	51
4.2.1	Quantitative Analyse	51
4.2.2	Qualitative Analyse	55
5	SCHLUSSFOLGERUNG	57
6	ZUSAMMENFASSUNG	59
7	LITERATURVERZEICHNIS	61
8	THESEN	72

## Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

Abb.	Abbildung
BIS-EMA	Bisphenol-A-Ethoxydimethacrylat
BIS-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
ca.	circa
Ca <sup>2+</sup>	Kalziumionen
DGZ	Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
engl.	englisch
et al.	et alii
Fa.	Firma
GDMA	Glycerindimethacrylat
Gebr.	Gebrüder
Gew%	Gewichtsprozent
GPDM	Glycerinphosphatdimethacrylat
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
HNPM	Naphtoxypropylmethacrylat
H <sub>2</sub> O	Wasser
max.	maximal
4-META	4-Methacryltrioxyethyltrimellitananhydrid
MMA	Methylmethacrylat
MPP	Methacryloxyethyl-phenylphosphat
NPG-GMA	N-Phenylglycin-Glycidylmethacrylat
PAMM	Phthalsäuremonoethylmethacrylat
REM	Rasterelektronenmikroskop
Sek.	Sekunden
Tab.	Tabelle
TBB	Tri-n-Butylboran
Vol%	Volumenprozent
z.B.	zum Beispiel

Zielstellung dieser in vitro Untersuchung war es, Veränderungen des Dentinhaftverbundes bei der kombinierten Verarbeitung fließfähiger Kunststoffe zu untersuchen und in diesem Zusammenhang die Möglichkeiten der neuen Materialklasse der Ormocere<sup>®</sup> zu betrachten. Unter Simulation physiologischer Verhältnisse wurden die Produktreihen Excite<sup>®</sup>/Tetric<sup>®</sup>/Tetric<sup>®</sup> Flow, Admira<sup>®</sup>Bond/Admira<sup>®</sup>/Admira<sup>®</sup> Flow und Definite<sup>®</sup>Multibond/Definite<sup>®</sup>/Definite<sup>®</sup> Flow an kariesfreiem, menschlichem Dentin in neun verschiedenen Kombinationen verarbeitet. Die hierfür verwendeten 90 frisch extrahierten Weisheitszähne wurden derart präpariert, dass zum einen die Simulation der Dentinperfusion möglich war und zum anderen standardisierte Bedingungen vorlagen. Mit Hilfe einer Universalprüfmaschine wurde die Zugfestigkeit für die verschiedenen Verarbeitungsweisen ermittelt. Der Wert der mittleren Zugfestigkeit war für die Kombination Excite<sup>®</sup>/Tetric<sup>®</sup> mit 3,87 MPa am geringsten. Die Unterschichtung mit dem entsprechenden fließfähigen Material führte bei Tetric<sup>®</sup> und Admira<sup>®</sup> zu einer signifikanten Steigerung der Haftkraft ( $p \leq 0,001$ , Tukey's Studentized Range Test). Für die Kombination Definite<sup>®</sup> Multibond/Definite<sup>®</sup> waren die gemessene Haftkraft mit 13,96 MPa am höchsten. Der Abfall der Messwerte nach Unterschichtung mit Definite<sup>®</sup> Flow zeigte, dass die Eigenschaften des Adhäsivsystems Definite<sup>®</sup> Multibond sowohl im Bezug auf den Dentinverbund, als auch für die Funktion als Stressbrecher optimiert sind. Demnach erscheint das Konzept dieses Haftvermittlers gegenüber den anderen, im Test befindlichen Adhäsiven überlegen, da auch die Verwendung mit Tetric<sup>®</sup> ceram und Admira<sup>®</sup> ähnlich hohe Haftwerte ergab. Die in der Untersuchung erzielten Ergebnisse lassen die Vermutung zu, dass auch in der klinischen Anwendung bei dentinbegrenzten Kavitäten die Unterschichtung der herkömmlichen Kompositmaterialien mit dem entsprechenden fließfähigen Komposit zu einer Verbesserung der Randqualität und somit der Erfolgsrate dieser Füllungen führen könnte.

Für Definite<sup>®</sup> Multibond müssen die positiven in vitro Ergebnisse durch klinische Studien überprüft werden, bevor eine gültige Aussage über dessen Qualität getroffen werden kann.

Kozłowski, Adrian: Qualitative und quantitative Untersuchung zum Einfluss fließfähiger Füllungswerkstoffe auf die Dentinhaftung neuer Komposite und Ormocere<sup>®</sup> - eine in vitro Untersuchung. Halle, Univ., Diss., 73 Seiten, 2001

## 1 EINLEITUNG

Die zahnärztliche Füllungstherapie wurde weit über 100 Jahre durch das Amalgam geprägt. Es war bis in das letzte Drittel des 20. Jahrhunderts der einzige kostengünstige, direkt applizierbare Füllungswerkstoff für die definitive Versorgung von Kavitäten im Seitenzahnggebiet. Goldeinlagefüllungen und die seit circa 15 Jahren verfügbaren Keramiksysteme konnten, bedingt durch ihre hohen Kosten und den nicht unerheblichen Verarbeitungsaufwand, keine Alternative als Standardversorgung darstellen. Ein stetig wachsender Anteil der Patienten lehnt jedoch Amalgam aufgrund toxikologischer, allergologischer, ästhetischer und ökologischer Bedenken ab.

Mit der Einführung der Säureätztechnik durch BUONOCORE im Jahre 1955 und der Entwicklung des BOWEN-Monomers, konnten die Komposite als Füllungsmaterialien in der konservierenden Zahnheilkunde Einzug halten. Ihre anfänglich stark beschränkte Indikation erweiterte sich im Rahmen der wissenschaftlichen und technischen Entwicklung, so dass heute die Versorgung von Kavitäten im Seitenzahnbereich möglich ist. Verschiedene Probleme sind in der Entwicklung bislang jedoch noch nicht zufriedenstellend gelöst:

1. Die Schrumpfung der Komposite bei der Polymerisation, welche mit hohen Zugkräften auf den Komposit-Zahnhartsubstanz-Verbund wirkt.
2. Die Haftvermittlung der Adhäsive am Dentin als limitierender Faktor der Randqualität und Beständigkeit der Füllung.
3. Die hohe Abrasion unter Kaubelastung erfordert Füllungswerkstoffe mit hartsubstanzähnlicher Stabilität und Festigkeit.

Anliegen dieser Studie war es, die Haftkraft neu entwickelter Materialsysteme auf Ormocer<sup>®</sup> Basis im Vergleich zu modernen Kompositen zu untersuchen und den Einfluss unterschiedlicher Verarbeitungsvarianten zu prüfen.

### 1.1 Dentin

Dentin ist im Gegensatz zum Schmelz ein vitales Hartgewebe, welches den Hauptanteil des Zahnes stellt (SCHROEDER 1976). Seine Entstehung erfolgt aus der Zahnpapille und somit aus dem Ektomesoderm (LINDE 1987). Es prägt entscheidend die äußere

Formgebung der Zähne. Die maßgeblichen Charaktereigenschaften sind durch das Vorhandensein einer Vielzahl außerordentlich dicht und regelmäßig gelagerter Zellfortsätze bedingt. Sie verlaufen in Kanälen, die sich durch den gesamten Dentinkörper bis zur Peripherie ziehen und über zahlreiche Anastomosen miteinander verbunden sind. Das Dentin und die Zahnpulpa reagieren auf alle äußeren Reize gemeinsam, weshalb diese beiden benachbarten Gewebe im direkten Zusammenhang zu betrachten sind. BAUME (1980) definierte auf Grund dieser Erkenntnis eine Pulpa-Dentin-Einheit bzw. das Endodontium. Diese Nomenklatur trägt der Tatsache Rechnung, dass beide Strukturen ein entwicklungsgeschichtliches und funktionelles Ganzes bilden.

Zur Vereinfachung der Darstellung soll jedoch nachfolgend das Dentin isoliert betrachtet werden.

### 1.1.1 Morphologie und Chemie

Das Dentin umschließt das Pulpengewebe mit seiner typischen Dreischichtung von Prädentin, zirkumpulpaem Dentin und Manteldentin. Koronal besteht ein Überzug mit Schmelz, apikal hingegen mit Wurzelzement (SCHROEDER 1976). Im Gegensatz zum Zahnschmelz, der 86Vol% anorganische Anteile besitzt, enthält Dentin diese nur zu 45Vol%. Das Gewichtsverhältnis der anorganischen Hauptelemente Kalzium und Phosphor liegt bei 1 : 2,13 (ROWLES 1967, WEATHERELL und ROBINSON 1973). Neben variablen Fluorkonzentrationen sowie geringen Mengen an Karbonaten und Magnesium konnten von WEATHERELL und ROBINSON (1973) auch verschiedene Spurenelemente (Ag, Al, Br, Cr, Fe, K, Mn, Na, S, Si, Zn) nachgewiesen werden. Das peritubuläre Dentin weist eine bis zu 9% höhere Mineralisation auf als das intertubuläre (MILLER et al. 1971, THOMAS 1985).

Der Anteil der organischen Matrix, in der die anorganischen Hydroxylapatitkristalle ungeordnet eingelagert sind, ist mit 30Vol% wesentlich ausgeprägter als beim Zahnschmelz (2Vol%). Sie enthält 91-92 % Kollagen, welches vorwiegend dem Typ I zuzuordnen ist. Lediglich 8-9 % bestehen aus nichtkollagener Grundsubstanz (JONES und LEAVER 1974), wie beispielsweise Proteinen, Lipiden und Laktat (SMILLIE 1973). Mit einer durchschnittlichen Vickers-Härte von 82,5 Kp/mm<sup>2</sup> bei 25 p Belastung ist Dentin deutlich weicher als Zahnschmelz. Lediglich in einer jeweils 100 µm breiten



Zone der Peripherie und in Pulpennähe wurde eine Herabsetzung um ca. 30 % festgestellt (SCHEMEL et al. 1984).

Morphologisch setzt sich das Dentin aus den Odontoblasten mit ihren Fortsätzen, den Dentintubuli mit dem periodontoblastischen Raum, peritubulärem Dentin und Manteldentin zusammen (SCHROEDER 1976). Die Odontoblastenfortsätze können bei variabler Dicke und einer maximalen Länge von 5000  $\mu\text{m}$  bis in die Peripherie reichen (MANIATOPOULOS und SMITH 1983). Ihre Anzahl und ihr Durchmesser nehmen jedoch proportional zur Entfernung von der Pulpa ab (GARBEROGLIO und BRAENNSTROEM 1976). Um sie herum befindet sich der periodontoblastische Raum, der neben Gewebsflüssigkeit organische Strukturen enthält. Diese sind für den Dentinunterhalt bedeutsam (FURSETH 1974). In den Dentintubuli herrscht ein nach außen gerichteter physiologischer Druck von circa 30 cm  $\text{H}_2\text{O}$ , der als intrapulpalearer Druck bezeichnet wird (TERKLA et al. 1987, ANDREAUS et al. 1989). Dieser kann sich bei entzündlichen Veränderungen der Pulpa bis auf das Doppelte erhöhen (Turner et al. 1989).

#### 1.1.2 Permeabilität und Schmierschicht

Die Oberfläche freiliegenden Dentins bietet pulpaschädlichen Substanzen und Bakterien über die Tubuli sehr einfachen Durchlass (PISSIOTIS und SPANGENBERG 1992). Bei der iatrogenen Dentinbearbeitung wird auf der Oberfläche eine Schmierschicht (engl. smear layer) erzeugt (JONES et al. 1972, BOYDE 1973, TRONSTAD und LEIDAL 1974, GOLDMANN et al. 1982, DIPPEL et al. 1984). Sie besteht aus kleinen zusammengepressten Zahnhartsubstanztrümmern (PASHLEY et al. 1988), Bakterien, Speichel und Blut. Die Dicke der Schicht schwankt nach BRAENNSTROEM (1984) zwischen 1 und 5  $\mu\text{m}$ .

Die Morphologie der Schmierschicht ist beim Beschleifen mit rotierenden Instrumenten in Abhängigkeit vom Schleifkörper, der Umdrehungsgeschwindigkeit und der Wasserkühlung veränderlich (EICK et al. 1970, PASHLEY et al. 1988). Weder mechanisch noch durch Spülung ist eine Entfernung möglich (PASHLEY 1989). Der Flüssigkeitsausstrom wird durch die bis zu 6  $\mu\text{m}$  tiefe Verpfropfung der Dentintubuli deutlich herabgesetzt (DIPPEL et al. 1984, LUTZ et al. 1993). Obwohl von einigen Autoren als Schutz gegen das Eindringen von Bakterien beschrieben (OLGART et al.

1974), ist die Schleifstaubschicht permeabel für bakterielle Stoffwechselprodukte, welche zu einer Entzündungsreaktion der Pulpa führen können (BERGENHOLTZ und REIT 1980).

Eine optimale Adaptation von Füllungsmaterialien auf der Zahnoberfläche ist durch die Schmierschicht erschwert (POWIS et al. 1982). Somit kann es bei der Verwendung adhäsiver Komposite in Folge der Polymerisationsschrumpfung zu einer vermehrten Spaltbildung kommen, welche eine beschleunigte Bakterieninvasion am Füllungsrand begünstigt (WILLAMS und GOLDMANN 1985, BRAENNSTROEM 1988). Die Schleifstaubschicht wird als einer der wichtigsten, limitierenden Faktoren für die Adhäsion von Kunststoffen am Dentin beschrieben (LUTZ et al. 1993, HALLER et al. 1993). Aus diesem Grund wird heute für die Verarbeitung dieser Füllungswerkstoffe die Entfernung dieser Schicht oder eine entsprechende Modifikation gefordert.

## 1.2 Dentinvorbehandlung

Bei der Einflussnahme auf die Schmierschicht können nach VAN MEERBEEK et al. (1992) verschiedene Konzepte verfolgt werden. Sie kann demnach entweder lediglich mit Kunststoff imprägniert, nach teilweiser Auflösung imprägniert oder vollständig entfernt werden.

Der einzige Weg zur Entfernung der Schmierschicht ist eine chemische Vorbehandlung (BERRY et al. 1987). Die Säureätzung der Dentinoberfläche führt zu einer Auflösung der Schmierschicht und einer Steigerung des Flüssigkeitsausstromes (BRAENNSTROEM und JOHNSON 1974). Es kommt zu einer Dekalzifizierung des Dentins, deren Tiefe säureabhängig ist (IKAMI et al. 1993). Durch die selektive Entfernung des Kalziumphosphates wird ein Kollagenfasernetzwerk freigelegt (VAN MEERBEEK et al. 1994). Außerdem werden durch die Ätzung, auf Grund der höheren Mineralisation peritubulären Dentins, die Tubuli erweitert. FUSAYAMA et al. (1979) konnten eine Steigerung der Haftkraft des Komposits mit der Anätzung durch Phosphorsäure in Verbindung bringen. Den Zusammenhang zwischen Ätzung, Schichttiefe des Dentins und der Zugkraft von Haftvermittlern untersuchten YOSHIYAMA et al. (1995). Es wurde dargelegt, dass die Tiefe der Schicht lediglich die Stärke der Infiltration des Haftvermittlers beeinflusst, nicht jedoch die Zughaftung.

Durch Anätzen der Oberfläche konnte im Versuch eine Erhöhung der Haftkraft erzielt werden.

Die teilweise Auflösung der Schmierschicht mit milden Säuren führt nicht zur vollständigen Öffnung und Erweiterung der Dentintubuli. Bei der Polymerisation werden die gelösten Bestandteile der Schmierschicht in der sogenannten Hybridschicht eingeschlossen (VAN MEERBEEK et al. 1992, SCHALLER 1999).

### 1.3 Dentinhaftung

Als Adhäsion wird die Haftung zweier Stoffe, die in engem Kontakt zueinander stehen, definiert. Sie kommt durch mechanische und chemische Kräfte zustande (BLUNCK und HALLER 1999).

Die Anbindung des hydrophoben Komposits an die feuchte Dentinoberfläche stellt das Hauptproblem in der Dentinhaftung dar (VAN MEERBEEK et al. 1992, 1994)

Die mikromechanische Verfilzung der im Haftvermittler enthaltenen Harze mit den freigelegten Kollagenstrukturen des Dentins gilt heute als wahrscheinlichster Mechanismus der adhäsiven Verbindung der Komposite mit dem Dentin (NAKABYASHI 1985, PASHLEY 1990, ERICKSON 1989, VAN MEERBEEK et al. 1992, CHAPPEL et al. 1990, ELIADES et al. 1990). Die dabei entstehende Schicht zwischen Dentin und Adhäsiv wird als Hybridschicht bezeichnet.

Nach LUTZ et al. (1993) können für die mechanisch retentive Verankerung vier verschiedene Möglichkeiten beobachtet werden.

1. Zottenbildung durch polymerisiertes Harz in den Tubuli mit bis zu 50 µm Länge
2. Verzahnung in Mikroretentionen demineralisierten Dentins (PASHLEY 1992)
3. Verkettung mit freigelegtem Kollagen unter Einschluss nicht weggelösten Apatits - Entstehung der Hybridschicht (LUTZ et al. 1993, ERICKSON 1992)
4. Pfropfpolymerisation freier Radikale in der Kollagenstruktur mit Methacrylat unter Verwendung von Tri-n-Butylboran (TBB) (Schmid et al. 1986)

Neben diesem physikalischen wird auch ein chemischer Haftungsmechanismus diskutiert. Nachvollziehbar wird dies durch den schematischen Aufbau eines Adhäsivs:

Methacrylatgruppe (M) – Abstandhalter (R) – Reaktive Gruppe (X)

Komposit -    - M – R – X -    Dentin

Nach DUNCANSON et al. (1986) vermitteln Doppelbindungen der Methacrylate bei der Polymerisation die kovalente Bindung an das Komposit. Der Abstandhalter dient der Vermeidung von Interferenzen. Die reaktive Gruppe kann befähigt sein mit anorganischen Bestandteilen des Dentins ( $CA^{2+}$ ) oder mit den organischen Gruppen (z.B. Amino- und Hydroxylgruppen des Kollagens) zu reagieren (Hellwig et al. 1999).

#### 1.4 Dentinhaftvermittler

Materialien zur Befestigung von Kunststoffen am Dentin sind erst seit Mitte des 20. Jahrhunderts bekannt. HAGGER patentierte 1951 die Verwendung von Glycerophosphorsäure ohne Vorbehandlung als erstes Dentinhaftmittel (PAUL und SCHÄRER 1993). Das von BUONOCORE et al. (1956) vorgestellte Adhäsiv enthielt Glucophosphorsäure und ein Dimethacrylat, welches an salzgesäuertem Dentin haftete. Unter Wassereinfluss ließ diese Wirkung jedoch stark nach. Ein System, das eine chemische Verbindung zum Kollagen ermöglichte, wurde von MASUHARA et al. (1962) entwickelt und später als Palkav<sup>®</sup> (Kulzer, Wehrheim, D) vermarktet. Die Basis dieses Produktes war eine Kombination von Methylmethacrylat (MMA) und Tri-n-Butylboran (TBB). Ein Beispiel für den Versuch eine Bindung zu den Kalziumionen des Hydroxylapatits zu erzielen, war das oberflächenaktive N-Phenylglycin-Glycidylmethacrylat (NPG-GMA), welches von BOWEN (1965) vorgestellt wurde. In seiner Wirkung konnte es jedoch nicht überzeugen, da schon nach kurzer Zeit die Haftwerte stark nachließen. Im Jahr 1972 wurde unter dem Namen Orthomite II S<sup>®</sup> (Kuraray, Osaka, J) ebenfalls ein haftfähiges Monomer, das Naphtoxypropylmethacrylat (HNPM), am Markt platziert. Die klinischen Ergebnisse blieben jedoch weit hinter den Erwartungen zurück (NAKABAYASHI und MASUHARA 1978). Eines der wenigen Systeme, die eine entsprechend hohe Haftkraft ausbildeten, war das unter dem

Handelsnamen Clearfill bonding agent<sup>®</sup> (Kuraray, Osaka, J) bekannte System, welches auf Methacryloxyethyl-phenylphosphat (MPP) basierte (FUSAYAMA et al. 1979).

In einer Weiterentwicklung als 4-Methacryltrioxyethyltrimellitananhydrid (4-META) (NAKABAYASHI et al. 1982) wurde dieses unter dem Produktnamen Orthomite Super Bond<sup>®</sup> (Sun-Medical, Kyoto, J) vertrieben und konnte in klinischen Untersuchungen positive Ergebnisse erzielen (NAKABAYASHI et al. 1992). Anfang der achtziger Jahre kam eine zweite Generation der Dentinhaftvermittler auf den Markt, die fast ausschließlich auf Methacrylat-Phosphateestern basierten und wie beschrieben eine Bindung zu den Kalziumionen des Hydroxylapatits ermöglichen sollten (CAUSTON 1984). Die Vertreter dieser Systeme, z.B. Scotchbond<sup>TM</sup> DC bzw. LC<sup>®</sup> (3M, Loughborough, GB) und Bondlite<sup>®</sup> (Kerr, Karlsruhe, D) wurden immer noch ohne Dentinvorbehandlung verarbeitet. Die somit erreichten Haftkräfte lagen zwischen 1 und 10 MPa (ELIADES et al. 1985, MUNKSGAARD et al. 1985), was nach HALLER (1994) etwa der Schmierschichthaftung am Dentin entspricht. Die von DAVIDSON et al. (1984) angegebenen Werte für die Polymerisationsschrumpfung liegen mit etwa 20 MPa weit darüber. In den neunziger Jahren wurde die Entwicklung auf die Problematik der feuchten Dentinoberfläche konzentriert. Bei der Entwicklung der Adhäsive der 3. Generation wurde die Dentinvorbehandlung erstmals als unverzichtbar angesehen. Die verschiedenen Präparate verfolgen dabei die von VAN MEERBEEK et al. (1992) vorgezeichneten Strategien. Zum Teil finden Primer Verwendung, die hydrophile, penetrationsfähige Monomere und Filmbildner in saurer Lösung enthalten (Prisma Universal Bond 3, De Trey Dentsply, Konstanz, D) wobei keine Dentinätzung stattfindet. Nach Verflüchtigung des Lösungsmittels bleibt dann eine mit Monomer imprägnierte Schmierschicht zurück, die durch geringe Eigenfestigkeit die Haftung limitiert (HALLER 1994). Bei der vollständigen Entfernung der Schmierschicht werden zur Konditionierung Phosphorsäure (Optibond<sup>®</sup>, Kerr, Karlsruhe, D) oder Maleinsäure (Scotchbond<sup>TM</sup> Multi-Purpose, 3M, Loughborough, GB) verwendet. Die teilweise Auflösung der Schmierschicht erfolgt durch milde Demineralisierung, um Hydroxylapatit als Kollagenstütze zu erhalten. Selbstkonditionierende Primer kommen in diesen Adhäsivsystemen zum Einsatz (Syntac<sup>®</sup>, Vivadent, Ellwangen, D).

Mit der schrittweisen Durchsetzung der Total-etch Technik war es notwendig, überwiegend hydrophile Monomere, wie HEMA, einzusetzen. Diese erzielten auch bei erhöhtem Flüssigkeitsausstrom eine gute Penetration in die Kanälchen. Auch in den derzeit am Markt befindlichen Haftvermittlern (z.B. Excite<sup>®</sup>, Vivadent, Ellwangen, D)

sind fast ausschließlich diese enthalten und sorgen somit für die amphiphilen Eigenschaften des Haftvermittlers. Da bei der Verarbeitung dieser Adhäsivsysteme sogar eine feuchte Dentinoberfläche benötigt wird, spricht man von der sogenannten „wet-“ oder besser „moist-bonding Technik“ (GWINNETT 1992, BURKE und MCCAUGHEY 1995, SWIFT et al. 1995).

Die in der Literatur bevorzugte Einteilung der Dentinhaftvermittlersysteme in Generationen erscheint sinnvoll, da diese auf den jeweiligen gruppentypischen Haftmechanismen basiert.

In der heutigen klinischen Anwendung befinden sich Dentinhaftvermittler der 3. und 4. Generation. Sie unterscheiden sich im wesentlichen in der Anwendung als Ein- oder Mehrschritt System.

Die Herstellung des Haftverbundes folgt dabei prinzipiell einem gemeinsamen Muster (Schaller 1999):

- A. Auflösung oder Präzipitation der Schmierschicht und Demineralisation des Dentins
- B. Benetzung des freigelegten Dentins und der Kollagenfasern mit hydrophilen Monomeren
- C. Infiltration des Kollagengeflechtes und der Tubuli mit Monomeren
- D. Polymerisation dieser Haftverbundschicht

Die letzte Entwicklungsstufe vereint alle genannten Schritte des Schemas in einer einzigen Applikation. Ein interessanter Vertreter dieser Gruppe ist das Promt-L-Pop<sup>®</sup> (Espe, Seefeld, D), welches zudem als innovatives Einwegapplikationssystem vorliegt (ARMSTRONG 1998, MANHART und HICKEL 1999, PASHLEY und TAY 2001).

Ein Aspekt in der Weiterentwicklung der Haftvermittler ist die Verbesserung ihrer eigenen mechanischen Eigenschaften. So wird bei den neuesten Materialien ein Mikrofüllstoff zugefügt, um für eine verbesserte Stabilität zu sorgen. Kombinationen mit einer neuen Matrixtechnologie aus Verbundpolymeren, den Ormoceren<sup>®</sup> (engl. **organically modified ceramics**), für den Kunststoffanteil im Adhäsiv sind sehr vielversprechend. Ein prozentualer Anteil von Polysiloxanen soll, je nach Vernetzungsgrad, für erhöhte Elastizität sorgen und somit Spannungen ausgleichen. Das seit circa 2 Jahren am Markt befindliche Präparat Admira<sup>®</sup> Bond (Voco, Cuxhafen, D) zeigte bei ersten, bislang unveröffentlichten in vitro Versuchen sehr gute Haft- und Scherfestigkeitswerte. Bei Untersuchungen zum Randschlussverhalten konnte dieses

Ormocer<sup>®</sup>-haltige Adhäsivsystem tendenziell etwas besser abschneiden als bekannte, moderne Haftvermittlersysteme (HALLER und SCHUSTER 2000, KUNZELMANN et al. 1998). STOLL et al. (2000) konnte in seiner Studie dieses Ergebnis für die Materialkombination Definite<sup>®</sup>/Etch&Prime<sup>®</sup> 3.0 bestätigen.

## 1.5 Komposite

Plastische, zahnfarbene Füllungswerkstoffe, die nach Einbringen in die Kavität chemisch oder unter Energiezufuhr in einer Polymerisationsreaktion aushärten und deren Zusammensetzung einen prinzipiellen Grundaufbau aus organischer Matrix, einem anorganischen Füllstoffsystem und einer Verbundphase zeigt, werden in der Zahnheilkunde als Komposite bezeichnet (HELLWIG et al. 1999).

Die ersten Versuche der Verwendung zahnfarbener Füllungsmaterialien bestanden im Einsatz von Polymethylmethacrylaten, deren Eigenschaften, wie hoher Restmonomergehalt, starke Polymerisationsschrumpfung und ungenügende Abrasionsresistenz, völlig unzureichend waren. Das von BOWEN (1962) entwickelte Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA) sollte als organische Matrix für ein entsprechendes Füllungsmaterial dienen. Problematisch im Einsatz von Monomeren in der restaurativen Zahnheilkunde ist besonders die starke Schrumpfung, die durch Annäherung der Kohlenstoffatome bei der Polymerisation entsteht. ROULET (1987) gab hierfür eine Abstandsverringerung von 4 Å auf 1 Å an, was je nach Monomer eine Polymerisationsschrumpfung von 4–9 % bedeutet (DAVIDSON und FEILZER 1996). Durch die Volumensubstitution von Monomer mit Füllkörpern kann dieser Wert auf 2–5 % abgesenkt werden. Im Jahr 1962 stellte BOWEN durch Modifikation des Bis-GMA mit silanisiertem Quarzmehl als anorganischem Füllstoff den ersten dentalen Kompositwerkstoff her. In der Folge wurden solche Komposite mit einem Anteil von Makrofüllern eingesetzt. Entscheidender Nachteil war ihre schlechte Polierbarkeit. Ab Mitte der siebziger Jahre kamen mikrogefüllte Komposite zur Anwendung, die sehr gut polierbar waren, aber keine hohe Abrasionsresistenz aufwiesen. Mit der Einführung der Hybridkomposite am Anfang der achtziger Jahre wurden die vorgenannten Nachteile durch die Kombination verschieden großer Füllkörper vermindert. Die Idee, die

Polymerisation mit ultraviolettem Licht zu initiieren, wurde 1970 von BUONOCORE beschrieben. In kommerziellen Produkten kam diese Methode ab 1976 zum Einsatz.

Die Klassifizierung der Kompositmaterialien wird häufig nach ihrer qualitativen und quantitativen Füllkörperzusammensetzung vorgenommen (Tab. 1). In modernen Feinpartikelhybridkompositen kommen kompakte Gläser und SiO<sub>2</sub>-Partikel mit einer mittleren Größe von 1µm zum Einsatz.

	Konventionelles Komposit	Hybridkomposit	Homogenes Mikrofüllerkomposit	Inhomogenes Mikrofüllerkomposit
Makrofüller	+	+		
Mikrofüller		+	+	+
Mikrofüller Polymerisat				+

Tabelle 1 Qualitative Einteilung nach Füllstoffen

Durch die quantitative Zusammensetzung wird die Viskosität des Materials eingestellt. Es werden daher, den rheologischen Eigenschaften entsprechend, konventionelle, fließfähige und stopfbare Komposite unterschieden. Die Polymerisationsreaktion der Komposite läuft nach dem Schema einer Sol-Gel-Reaktion ab. Zu Beginn wird die Schrumpfung des Materials durch den Nachfluss von noch freien Monomeren kompensiert. Bei Erreichen einer entsprechend hohen Dichte des Netzwerkes ist dieser Mechanismus nicht mehr möglich. Zur Kompensation, des nach wie vor ungelösten Problems der Volumenschrumpfung bei der Polymerisation, werden verschiedene Strategien verfolgt. Versuche schrumpfsarme Monomersysteme zu entwickeln hatten bislang nur begrenzten Erfolg (STANSBURY 1990, 1992, EICK et al. 1993). Die Maßnahmen zur Vermeidung von Spannungen im Material und einer verstärkten Randspaltbildung stützen sich auf die Modulation der Polymerisationskinetik, das Einbringen stressauffangender Zwischenschichten und den Einfluss des C-Faktors. Dieser beschreibt das Verhältnis von gebundener zu freier Kompositoberfläche, wobei die Grenzfläche zum Zahn als gebunden und die zur Luft als frei bezeichnet wird. Wenn die nicht gebundene Oberfläche des Komposits groß ist, bleibt das Material länger im Sol-Zustand und kann somit länger zum Spannungsausgleich nachfließen (FEILZER et al. 1987). Diese Erkenntnis wird in der Inkrementtechnik und in einem entsprechenden Kavitätdesign angewandt. Nach HELLWIG et al. (1999) zeichnet sich diese



sogenannte Adhäsivpräparation durch eine besondere Charakteristik aus. Sie beschränkt die Kavität auf den reinen Defekt nach Kariesexkavation. Es wird der gesamte noch strukturierte Schmelz geschont und durch Ansträgung breite Haftflächen geschaffen. Mehrfaches Auftragen des Dentinadhäsivs oder ein Anteil von anorganischen Füllstoffen im Haftvermittler (z.B. Prime & Bond™ NT, Definite® Multibond) sorgen für eine Erhöhung der Schichtdicke und der Eigenfestigkeit (BLUNCK und HALLER 1999, LABELLA et al. 1999). Durch diese Verstärkung oder das Aufbringen von fließfähigen Kompositen soll eine erhöhte Elastizität erreicht werden, die Stress im Material vermeidet bzw. verringert (BLUNCK und HALLER 1999). Die Modifikation der Polymerisationskinetik wird durch die Variation der Energiezufuhr erzielt. Die initiale Verminderung der Lichtleistung bei der Aushärtung verzögert das Erreichen des Gel-Punktes im Komposit bei gleicher Endqualität (MEHL et al. 1997). Diese sogenannte Softstartpolymerisation wurde erstmals bei der Entwicklung der Epilar® TriLight Lampe der Firma Espe (Seefeld, D) verwirklicht. Alternativ kann eine stufenweise Modifikation der Initiatorsysteme im Komposit (z.B. Pertac II®, Espe, Seefeld, D) oder die Oberflächenvergrößerung der Füllkörper (z.B. Solitaire®, Heraeus Kulzer, Dormagen, D) vorgenommen werden.

Die Beurteilung approximaler Füllungsänder ist bei der klinischen Kariesdiagnostik erschwert. Aus diesem Grund werden häufig röntgenologische Untersuchungen durchgeführt, um kariöse Läsionen und eventuelle Randspalten zu diagnostizieren. Kompositfüllungen müssen daher eine entsprechende Röntgenopazität besitzen. Diese wird anhand der Filmschwärzung densitometrisch ermittelt und im Vergleich zu reinem Aluminium in Prozent angegeben. Dentin besitzt im Vergleich zu diesem Metall eine relative Röntgendichte von 100-106 % (HAAK und NOACK 1996). Die Werte für den Zahnschmelz liegen zwischen 197 und 212 % Aluminium. Von den modernen Füllungsmaterialien fordern HAAK und NOACK (1996) mindestens den Äquivalentwert zum Schmelz, KREJCI et al. (1991) sogar 250%. Erreicht wird diese Röntgenopazität durch die Einbindung von Elementen mit hohen Atommassen in die Matrix oder in das Füllkörpersystem (OTT 1990). So werden den am Markt erhältlichen Produkten anteilig barium- oder strontiumhaltige Gläser als Füllstoffe (WATTS 1987) oder alternativ Pigmente, wie Ytterbium- und Yttriumtrifluorid, zugefügt. Einige Studien haben gezeigt, dass durch Unterschichtung mit fließfähigen Kompositen ein verbessertes Randschlußverhalten resultiert, was von diesen Autoren mit der besseren

Benetzung und der bereits beschriebenen Stressbrecherfunktion begründet wird (FEILZER et al. 1990, FRANKENBERGER et al. 1999, ERNST et al. 2001).

## 1.6 Ormocere<sup>®</sup>

Die Ormocere<sup>®</sup>, vom Fraunhofer Institut für Silikatforschung ursprünglich für die Industrie entwickelt, stellen eine völlig neue Materialgruppe in der direkt restaurativen Zahnheilkunde dar. Sie müssen zwischen anorganischen und organischen Polymeren eingeordnet werden, da sie sowohl ein anorganisches als auch ein organisches Netzwerk besitzen. Ihr Name ist aus der englischen Bezeichnung „**organically modified ceramics**“ abgeleitet. Bereits seit einigen Jahren finden diese Materialien eine erfolgreiche industrielle Anwendung in der Elektronik, als Oberflächenbeschichtung, in der Mikrosystemtechnik und als kompakte Füllstoffe. Konkretes Beispiel in diesem Zusammenhang ist die kratzfeste Beschichtung von Kunststoffbrillengläsern. Der entscheidende Vorteil der Ormocere<sup>®</sup> liegt in der Möglichkeit, die mechanischen, thermischen und optischen Eigenschaften des Materials gezielt zu steuern. Bei ihrer Entwicklung geschieht dies zum einen durch Veränderung der Ausgangsstoffe, die Reaktionsführung der anorganischen Polykondensationsreaktion sowie Kontrolle der organischen Polymerisation (WOLTER et al. 1994). Der prinzipielle Aufbau der Ormocer<sup>®</sup>-matrix setzt sich aus der Kombination von drei Hauptbausteinen zusammen, wobei jeder Bestandteil spezifische Eigenschaften bestimmt.

Die Basis dieser Verbundpolymerklasse bilden die multifunktionellen Methacrylatalkoxysilane. Sie werden durch eine NCO-Addition von isocyansubstituierten Silanverbindungen an OH-substituierte Di-, Tri-, und Tetramethacrylate synthetisiert (WOLTER und STORCH 1993).

Das Monomer setzt sich aus drei Struktursegmenten zusammen. Das anorganische Segment wird mittels einer Verbindungseinheit an das organische gekoppelt. Sie enthält in geringer Menge eigenschaftsbildende Glas- und Keramikpartikel. Das anorganische Molekülsegment wird in einer Sol-Gel-Reaktion zu einem Si-O-Si-Netzwerk hydrolysiert und polykondensiert, dessen Komplexität von der Anzahl reaktiver Gruppen im Ausgangssilan abhängig ist. Die Methacrylatgruppen des organischen Segmentes bilden nach Polymerisation eine dreidimensionale Vernetzung aus. Durch gezielte Modifikation der Verbindungseinheit, wie auch der beiden anderen Strukturen

des Verbundpolymers, ist die gesteuerte Veränderung und somit exakte Einstellung der Materialeigenschaften möglich (Tab. 2).

Matrixbestandteil	Bestimmende Eigenschaften
Organische Polymere	Vernetzungsvermögen
	Polarität
	Härte
	Optisches Verhalten
Gläser und Keramik	Thermische Ausdehnung
	Chemisch – thermische Stabilität
Polysiloxane	Elastizität
	Grenzflächeneigenschaften
	Verarbeitung

Tabelle 2 Eigenschaften der Matrixbestandteile

Im Jahr 1998 hielten die Ormocere<sup>®</sup> mit der Vorstellung des Präparates Definite<sup>®</sup> (Degussa, Hanau, D) in der zahnärztlichen Füllungstherapie Einzug. Aus der Zusammenarbeit zwischen dem Fraunhofer Institut für Silikatforschung und der Firma Voco (Cuxhafen, D) heraus gelang im Jahr 1999 das zweite Füllungsmaterial auf Ormocer<sup>®</sup>-Basis mit dem Produktnamen Admira<sup>®</sup> zur Marktreife. Für den Einsatz in der restaurativen Zahnheilkunde werden in die Ormocer<sup>®</sup>-Matrix nach der Komposit-Technologie circa 70Gew% keramische Füllkörper eingebaut. Zudem wird beim Admira<sup>®</sup> zur Einstellung und Optimierung der rheologischen Eigenschaften eine geringe Menge Verdünnermonomere zugesetzt. Die starke Vorvernetzung dieser Füllungsmaterialien und die Tatsache, dass wenig bzw. keine freien Monomere enthalten sind, sprechen für ihre gute Biokompatibilität (LEYHAUSEN und GUERTSEN 2000, MANHART 1999). Die Materialtestung ergab eine im Vergleich zu konventionellen Kompositen verminderte Polymerisationsschrumpfung von unter 2Vol% (WATTS und AL-HINDI 1999, SOLTÈSZ 1999).

## 1.7 Ziel der Untersuchung

Die Polymerisationsschrumpfung von Kompositen und die damit verbundenen Kontraktionskräfte stellen nach wie vor ein Problem der restaurativen Zahnheilkunde dar. Bisher konnten trotz umfangreicher Bemühungen von Wissenschaft und Industrie keine Materialien zur Verfügung gestellt werden, die einerseits das Auftreten der Polymerisationsschrumpfung verhindern oder andererseits die Verbundfestigkeit gewährleisten, die einen dauerhaften klinischen Erfolg der Therapie sichern. Daher wird in einer Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) darauf hingewiesen, dass die Verarbeitung von Kompositen in dentinbegrenzten Kavitäten im Seitenzahnbereich nur mit Einschränkungen indiziert ist. Die Problematik der Randschlussqualität ist klinisch noch nicht ausreichend evaluiert worden und bislang durchgeführte in vitro Untersuchungen weisen auf eine verstärkte Randspaltbildung am Dentin im Vergleich zum Schmelz hin (HICKEL et al. 1999). Das Problem des dauerhaften und dichten Verbundes vom Dentin zum Füllungskunststoff kann demzufolge als noch nicht gelöst betrachtet werden. Variationen in der Verarbeitungsmethode sowie Neuentwicklungen auf werkstoffkundlichem Sektor scheinen jedoch vielversprechende Fortschritte auf diesem Gebiet zu ermöglichen.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Dentinhaftung verschiedener Materialsysteme, bestehend aus einem hochviskösen und dem entsprechenden niedrigviskösen Füllungsmaterial sowie dem zugehörigen Dentinhaftvermittlersystem, an menschlichen Zähnen in vitro zu untersuchen.

Daraus ergeben sich verschiedene Fragestellungen:

Führt die Unterschichtung der hochviskösen Füllungsmaterialien mit dem zugehörigen fließfähigen Material möglicherweise zu einer Verbesserung der Haftkraft?

Können bei Verarbeitung der Produktgruppen, welche auf der Ormocer<sup>®</sup>-Technologie basieren, gegenüber den Kompositen eventuell höhere Werte für die Dentinhaftung erzielt werden? Haben die auf Ormocer<sup>®</sup>-Basis hergestellten neuen Haftvermittlersysteme, die sich teilweise durch einen erhöhten Füllstoffanteil auszeichnen, einen positiven Effekt auf die Dentinhaftung?

Ferner sollen die ermittelten Unterschiede im Dentinverbund auch qualitativ mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops untersucht werden.

## 2 MATERIAL UND METHODE

### 2.1 Material

#### 2.1.1 Zähne und Lagerungs- bzw. Spüllösungen

Im Rahmen dieser Untersuchung wurden 90 retinierte, menschliche Weisheitszähne verwendet. Diese wiesen keinerlei Verfärbungen oder kariöse Läsionen auf und zeigten keine Extraktionsspuren. Direkt nach ihrer operativen Entfernung bis zur Präparation und während der gesamten Versuchsperiode wurden die Zähne in physiologischer Kochsalzlösung eingelagert.

Während der Verarbeitung der Versuchsproben wurde die Dentinperfusion unter Verwendung physiologischer Kochsalzlösung simuliert.

#### 2.1.2 Ätzel

Für die Ätzung der Dentinoberfläche wurde das 34,6%ige Phosphorsäureätzgel Vocid<sup>®</sup> (Fa.Voco, Cuxhafen, D) verwendet.

#### 2.1.3 Dentinhaftvermittler

Excite<sup>®</sup>

Excite<sup>®</sup> ist ein einphasiges Adhäsivsystem der Firma Vivadent (Ellwangen, D).

Zusammensetzung:

Excite <sup>®</sup> :	Phosphorsäureacrylat,	
	Hydroxyethylmethacrylat,	
	Bis-GMA,	
	Dimethacrylat	73,6Gew%
	Hochdisperses Siliziumoxid	0,5Gew%
	Ethanol	25,0Gew%
	Katalysatoren und Stabilisatoren	0,9Gew%

## Amira<sup>®</sup> Bond

Admira<sup>®</sup> Bond ist ein auf der Ormocer<sup>®</sup>-Technologie basierendes, einphasiges Adhäsivsystem der Firma Voco (Cuxhafen, D).

### Zusammensetzung:

Admira<sup>®</sup> Bond: Aceton  
 Bonding-Ormocer<sup>®</sup>  
 Dimethacrylate  
 Funktionalisierte Methacrylate  
 Initiatoren und Stabilisatoren

## Definite<sup>®</sup> Multibond

Definite<sup>®</sup> Multibond ist ein auf Basis der Ormocer<sup>®</sup>-Technologie hergestelltes, gefülltes Zwei-Komponenten System der Firma Degussa – Hüls (Hanau, D). Es besteht aus einem Primer und einem Adhäsiv.

### Zusammensetzung:

Primer:	HEMA	- 2-Hydroxyethylmethacrylat
	PAMM	- Phthalsäuremonoethylmethacrylat
	GPDM	- Glyzerinphosphatdimethacrylat
	GDMA	- Glyzerindimethacrylat
	Ormocer <sup>®</sup> -Matrix	- Polysiloxan
		- Bis-EMA
		- Dodecadioldimethacrylat
	Ethanol	
	Demineralisiertes H <sub>2</sub> O	
	Initiatoren und Inhibitoren	

Bond:	Bis-GMA	
	HEMA	- 2-Hydroxyethylmethacrylat
	PAMM	- Phthalsäuremonoethylmethacrylat
	GDMA	- Glyzerindimethacrylat
	Ormocer <sup>®</sup> -Matrix	- Polysiloxan
		- Bis-EMA
		- Dodecadioldimethacrylat
	Copolymer	- t-Butylacrylat
		- Methacrylsäure
		- Ethylacrylat
	Füllstoffe	
	Stabilisatoren	
	Initiatoren und Inhibitoren	

#### 2.1.4 Komposit

##### Tetric<sup>®</sup> ceram

Tetric<sup>®</sup> ceram ist ein lichthärtendes Feinpartikel-Hybridkomposit der Firma Vivadent (Ellwangen, D).

Zusammensetzung:	BIS-GMA	8,3Gew%
	Urethandimethacrylat	7,6Gew%
	Trimethylenglycoldimethacrylat	4,3Gew%
	Bariumglasfüller, silanisiert	50,6Gew%
	Ytterbiumtrifluorid	17,0Gew%
	Mischoxid, silanisiert	5,0Gew%
	Ba-Al-Floursilikatglas	5,0Gew%
	Hochdisperses Siliziumoxid, silanisiert	1,0Gew%
	Additive	0,9Gew%
	Katalysatoren und Stabilisatoren	0,3Gew%
	Pigmente	<0,1Gew%

## Tetric® Flow

Tetric® Flow ist ein lichthärtendes Feinpartikel-Hybridkomposit der Firma Vivadent (Ellwangen, D) mit niedriger Viskosität.

Zusammensetzung:	BIS-GMA	13,1Gew%
	Urethandimethacrylat	11,7Gew%
	Trimethylenglycoldimethacrylat	6,3Gew%
	Bariumglasfüller, silanisiert	43,5Gew%
	Ytterbiumtrifluorid	14,6Gew%
	Mischoxid, silanisiert	4,4Gew%
	Ba-Al-Floursilikatglas	4,4Gew%
	Hochdisperses Siliziumoxid, silanisiert	0,9Gew%
	Additive	0,7Gew%
	Katalysatoren und Stabilisatoren	0,4Gew%
	Pigmente	<0,01Gew%

## 2.1.5 Ormocere®

Definite® (Fa. Degussa-Hüls, Hanau, D)

Zusammensetzung:	Bariumglas	68,1Gew%
	Aerosile	5,1Gew%
	Modifizierter Apatit	3,0Gew%
	Pigmente und Initiatoren	0,8Gew%
	Ormocer®-Matrix	23,0Gew%
	- Polysiloxan (47%)	
	- Bis-EMA (46%)	
	- Dodecadiol-	
	dimethacrylat (7%)	



Definite<sup>®</sup> Flow (Fa. Degussa-Hüls, Hanau, D)

Zusammensetzung:	Bariumglas	60,2Gew%
	Aerosile	0,6Gew%
	Modifizierter Apatit	1,5Gew%
	Pigmente und Initiatoren	0,7Gew%
	Ormocer <sup>®</sup> -Matrix	37,0Gew%
	- Polysiloxan (47%)	
	- Bis-EMA (46%)	
	- Dodecadiol-	
	dimethacrylat (7%)	

Admira<sup>®</sup> und Admira<sup>®</sup> Flow (Fa. Voco, Cuxhafen, D)

Zusammensetzung:	Ormocer <sup>®</sup> -Matrix
	Füllstoffe
	- Glaskeramik 0,7 µm
	- Hochdisperse Kieselsäuren
	Dimethacrylate
	Initiatoren und Stabilisatoren

Der Füllstoffanteil beträgt bei Admira<sup>®</sup> 77,0Gew% und ist bei dem niedrigviskösen Admira<sup>®</sup> Flow vermindert. Weitere prozentuale Angaben zur Zusammensetzung konnten von der Firma Voco nicht gemacht werden.

## 2.2 Methode

### 2.2.1 Herstellung der Dentinscheiben

Die Dentinproben wurden entsprechend der von SCHALLER et al. (1994) beschriebenen Methode präpariert. Nach Abtrennen des Wurzelanteils und Exstirpation der Pulpa wurden die Versuchszähne in eine von uns modifizierte Kopfräsvorrichtung (Abb. 1) eingespannt und die Okklusalfäche parallel zum Maschinentisch ausgerichtet. Das Abtragen der Höckerspitzen und die plane Präparation erfolgte mit einem, in die Vorrichtung eingespannten, Winkelstück der Firma KaVo (Biberach, D) bei 150000 U/min. Unter permanenter Spraykühlung mit 50 ml/min wurde dafür eine

Diamantwalze der Firma Gebr. Brasseler (Lemgo, D) (Iso 806.314.110.524,  $\varnothing$  2,7 mm) verwendet. Nach der Grobpräparation wurde die Schlifffläche mit Diamantwalzen kleiner Körnung (Iso 806.314.290.514,  $\varnothing$  1,8 mm) finiert. Der definierte Abstand zu den Pulpenhörnern betrug  $1,2 \pm 0,2$  mm. Die erforderlichen Kontrollmessungen erfolgten mit einem Tastzirkel. Abschließend wurden die Proben apikal auf eine Gesamthöhe von  $3,5 \pm 0,1$  mm reduziert und ebenfalls nachfiniert.



Abb. 1 Fräsvorrichtung

### 2.2.2 Herstellung der Zugproben

#### Versuchsaufbau

Bei der Probenherstellung und im Zugversuch kam die modifizierte, von SCHALLER et al. (1991) entwickelte Apparatur zum Einsatz (Abb. 2). Sie besteht aus einer zylindrischen Flüssigkeitskammer mit einem seitlich angebrachtem Zulauf. Am oberen Ende befindet sich eine Öffnung mit aufgesetztem Gewinde. Die ausreichende Abdichtung der reduzierten Pulpenkammer wird durch Lagerung der Probe auf einer 3 mm starken Gummidichtung erzielt. Zur Fixierung der zu untersuchenden Dentinscheibe wird auf das Gewinde eine Überwurfmutter mit einer definierten oberen Bohrung von 7 mm Durchmesser aufgeschraubt. Die Dentinoberfläche ist somit frei für die Konditionierung. Zur Aufnahme des zu prüfenden Füllungsmaterials wird eine Metallhülse entsprechenden Außendurchmessers mit Abzugskette aufgesteckt. Die Hülse besitzt eine Applikationsöffnung, die sich im unteren Teil auf einen Durchmesser

von 2 mm verjüngt und somit eine standardisierte Fläche von  $3,14 \text{ mm}^2$  für die Haftung zur Verfügung stellt.



Abb. 2 Versuchsaapparatur

Für die Zufuhr der isotonischen Kochsalzlösung zur Perfusion des Dentins wird ein Infusionssystem mit Tropfflasche verwendet. Die Einstellung des physiologischen Perfusionsdruckes erfolgt durch Positionierung des Systems in entsprechender Höhe, von 30 cm.

#### Verarbeitung der Dentinhaftvermittler

Als Lichtquelle zur Polymerisation kam eine geeichte Polymerisationslampe vom Typ Optilux<sup>®</sup> 401 (Fa.Kerr, Karlsruhe, D) mit einer gemessenen Leistung von  $650 \text{ mW/mm}^2$  zum Einsatz.

Bei allen verarbeiteten Adhäsiven wurde zuerst die Oberfläche für 15 Sek. angeätzt und danach mindestens 15 Sek. mit Wasser gespült. Beim anschließenden Trocknen stand die Vermeidung der exzessiven Austrocknung des Dentins, im Sinne der „moist bonding Technik“ im Vordergrund.

Excite<sup>®</sup>:

1. Mit Applikator-Tip auftragen
2. 10 Sek. einmassieren
3. Überschüsse mit Luft verblasen
4. 20 Sek. Lichtpolymerisation

- Admira<sup>®</sup> Bond:
1. Mit Applikator-Tip auftragen
  2. 30 Sek. einwirken lassen
  3. Überschüsse mit Luft verblasen
  4. 20 Sek. Lichtpolymerisation

- Definite<sup>®</sup> Multibond:
1. Primer mit Applikator-Tip auftragen
  2. 30 Sek. einmassieren
  3. Mit Luftstrom trocknen
  4. Adhäsiv mit Applikator-Tip auftragen
  5. 10 Sek. einwirken lassen
  6. 10 Sek. Lichtpolymerisation

#### Verarbeitung der Füllungsmaterialien

Es wurden ausschließlich Füllungsmaterialien der Farbe A2 selektiert.

Die Materialien mit einer hohen Viskosität (Tetric<sup>®</sup> ceram, Admira<sup>®</sup>, Definite<sup>®</sup>) konnten direkt in die vorgesehene Metallhülse appliziert werden. Nach dem Stopfen mit einem Elefantfußstopfer (PLGLF 1, Hu Friedy, Chicago, USA) erfolgte für 40 Sek. die Lichthärtung. In der kombinierten Verarbeitung des entsprechenden niedrigviskösen Materials (Tetric<sup>®</sup> Flow, Admira<sup>®</sup> Flow, Definite<sup>®</sup> Flow) fand die Entnahme mit Hilfe eines Platzierinstrumentes (BBUT1, Hu Friedy, Chicago, USA) statt. Dessen kleines Arbeitsende wurde vollständig in den fließfähigen Kunststoff eingetaucht, um eine konstant niedrige Materialmenge zu garantieren. Beim Auftragen war somit eine sehr dünne Schichtstärke gewährleistet. Vor der Überschichtung mit dem hochviskösen Material der gleichen Produktlinie fand für 40 Sek. eine Lichtpolymerisation statt.

#### Versuchsgruppeneinteilung

Aus der Anzahl der Materialien und der vorgegebenen Zielstellung der Untersuchung ergab sich nachfolgende Versuchsgruppeneinteilung (Tab. 3).

Nr.	Hohe Viskosität	Geringe Viskosität	Dentinhaftvermittler	Abkürzung	Anzahl
1	Tetric <sup>®</sup>		Excite <sup>®</sup>	ET	10
2	Tetric <sup>®</sup>	Tetric <sup>®</sup> Flow	Excite <sup>®</sup>	ETf	10
3	Tetric <sup>®</sup>		Definite <sup>®</sup> Multibond	MT	10
4	Admira <sup>®</sup>		Admira <sup>®</sup> Bond	AA	10
5	Admira <sup>®</sup>	Admira <sup>®</sup> Flow	Admira <sup>®</sup> Bond	AAf	10
6	Admira <sup>®</sup>		Definite <sup>®</sup> Multibond	MA	10
7	Admira <sup>®</sup>	Admira <sup>®</sup> Flow	Definite <sup>®</sup> Multibond	MAf	10
8	Definite <sup>®</sup>		Definite <sup>®</sup> Multibond	MD	10
9	Definite <sup>®</sup>	Definite <sup>®</sup> Flow	Definite <sup>®</sup> Multibond	MDf	10

Tabelle 3 Versuchsgruppeneinteilung

### 2.2.3 Quantitative Analyse

Die Zugfestigkeitsuntersuchungen wurden in einer Zwick Universalprüfmaschine vom Typ Z 005 (Fa. Zwick Roell, Ulm, D) in Kombination mit der Prüfsoftware testXpert V.7.11 zur Datenerfassung und -verarbeitung durchgeführt (Abb. 3).

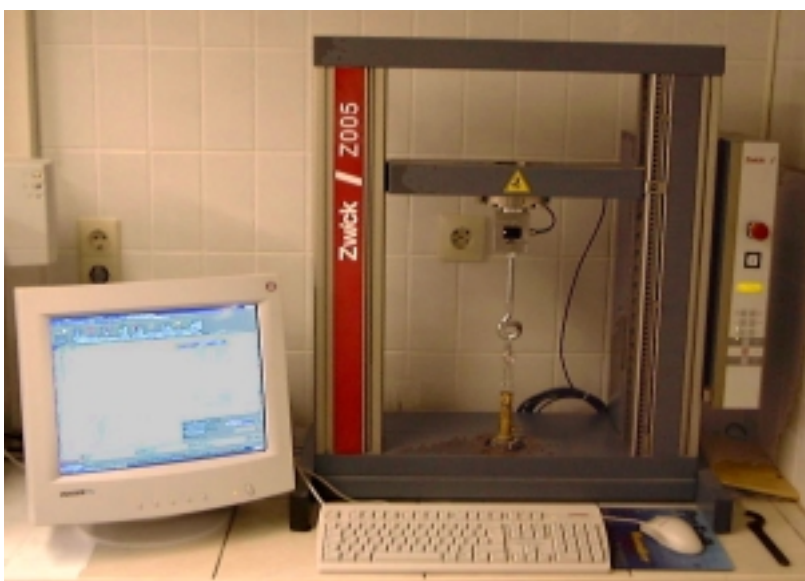


Abb. 3 Zwick Universalprüfmaschine Z005

- Prüfvorschrift:
- Einzelzyklus
  - keine Vorkraft
  - Querhauptgeschwindigkeit 1 mm/min
  - $F_{\max} = 200 \text{ N}$

Die gemessenen Kräfte wurden graphisch in einem Kraft-Zeit-Diagramm erfasst (Abb. 4). In Anwendung der Prüfsoftware erfolgte eine sofortige Auswertung der Versuche mit Berechnung des Mittelwertes, der Standardabweichung der Abrisskräfte und ihrer entsprechenden MPa-Werte (nach der Formel Kraft/Fläche).

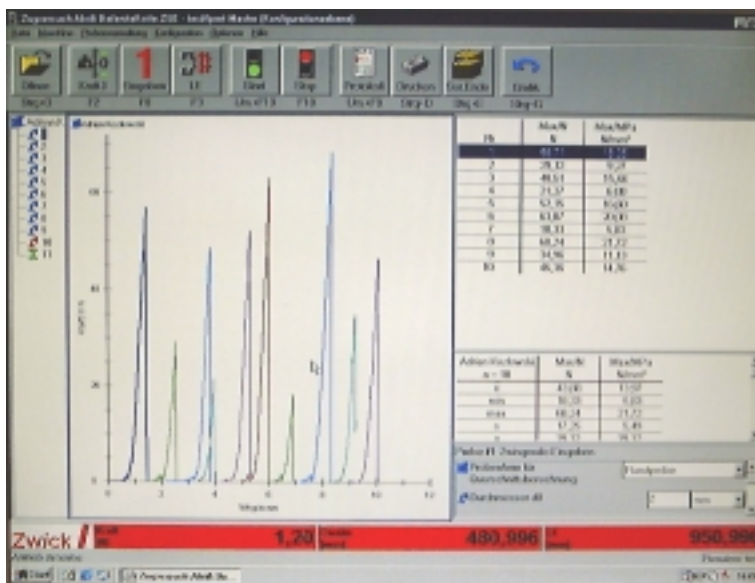


Abb. 4 Bildschirmdarstellung der Versuchsergebnisse

Zur Versuchsdurchführung wurde die Flüssigkeitskammer 15 min nach dem Polymerisationsende in ein Gewinde in der Mitte der unteren Traverse der Maschine eingeschraubt. Um eine Verbindung mit dem Kraftaufnehmer herzustellen, wurde die Zugkette in den entsprechenden Haken eingehängt und mit der Handsteuerung die obere Traverse in Position gebracht. Nachfolgend konnte am Computer das Versuchsprogramm gestartet und nach Ablauf des Testzyklus das Ergebnis abgespeichert werden.

#### 2.2.4 Qualitative Analyse

In die qualitative Analyse gingen von jeder Materialkombination alle gezogenen sowie zwei nicht gezogene Proben ein. Die Herstellung dieser nicht gezogenen Proben unterschied sich nur in einem Punkt von der beschriebenen Vorgehensweise. Das Füllungsmaterial wurde auf die konditionierte Fläche des Dentins ohne Verwendung der Metallhülse appliziert. Die Probenkörper wurden 15 Minuten nach der Herstellung aus dem Versuchsaufbau entfernt und für 48 Stunden in ein 50%iges Salpetersäurebad zur Dentinauflösung eingelegt. Im Anschluss mussten die gewonnenen Kunststoffproben ausreichend mit destilliertem Wasser gespült und getrocknet werden.

In Vorbereitung zur rasterelektronischen Untersuchung erfolgte bei allen Proben die Befestigung auf einem Metallträger. Das Besputtern mit einer 50 nm starken Goldschicht wurde mit dem Sputtergerät SCD 050 (Fa. Balzer, Liechtenstein, HL) unter Vakuum durchgeführt.

Die Betrachtung am Rasterelektronenmikroskop vom Typ JSM-6400 (Fa. Jeol, München, D) wurde mit verschiedenen Vergrößerungen durchgeführt. Zur Übersicht waren 50 und 200fache Vergrößerungen ausreichend, wogegen die Detaildarstellungen mit 500-2000fachen Vergrößerungen erstellt wurden. Bei der Untersuchung der Dentinscheiben war die Art des Bruches von entscheidender Bedeutung. Die Kunststoffproben wurden hinsichtlich der Homogenität, Anzahl und Länge, sowie der Morphologie der ausgeflossenen Dentinkanälchen beurteilt.

Anschließend wurden Dentinscheiben mit rein kohäsiven Frakturen abgelöst, in der Mitte gebrochen und die Bruchflächen für die erneute rasterelektronische Untersuchung vorbereitet. Die entstandene Oberfläche zeigte die entsprechende Schichtung der Materialien.

#### 2.2.5 Statistik

Für jede Versuchsgruppe wurden die entsprechenden Mittelwerte und Standardabweichungen der Haftkraft ermittelt. Zum Vergleich der verschiedenen Gruppen untereinander wurde eine Varianzanalyse der Einfachklassifikation (ANOVA) durchgeführt. Die einzelnen Versuchsgruppen wurden mit Hilfe des *Tukey's Studentized Range Test* und der korrigierten Statistik für den paarweisen Vergleich nach *Bonferroni-Holm* auf signifikante Unterschiede untersucht.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Quantitative Untersuchung

##### 3.1.1 Darstellung der Messergebnisse

Im durchgeführten Zugversuch konnte bei allen verwendeten Materialkombinationen eine Haftkraft am Dentin gemessen und somit eine Dentinhaftung nachgewiesen werden. Der höchste Mittelwert für die Zugfestigkeit wurde für die Kombination Definite<sup>®</sup> Multibond mit Definite<sup>®</sup> (MD) und den niedrigsten für Excite<sup>®</sup> mit Tetric<sup>®</sup> ceram ermittelt. Tabelle 4 gibt hierzu eine Übersicht aller Versuchsgruppen und stellt zusätzlich die entsprechende Standardabweichung, den Medianwert, sowie Minimum und Maximum dar.

Abkürzung	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Minimum	Maximum
ET	3,87	1,11	4,17	2,31	5,42
ETf	12,68	5,36	12,32	6,99	23,47
MT	10,28	4,06	8,79	5,33	17,83
AA	4,07	1,53	4,04	1,86	6,69
AAf	7,91	3,54	6,78	3,83	13,78
MA	12,44	5,8	9,52	7,32	20,98
MAf	9,52	3,96	9,54	4,28	15,81
MD	13,96	5,49	15,1	5,83	21,72
MDf	7,01	2,95	6,15	3,82	11,75

Tab. 4 Testergebnisse für die Zugkraft (Kraft/Fläche) in MPa

Diagramm 1 zeigt grafisch die Verteilung der Messwerte für die einzelnen Untersuchungsgruppen mit dem jeweiligen Mittelwert.



Verteilung der Zugfestigkeitswerte im Test

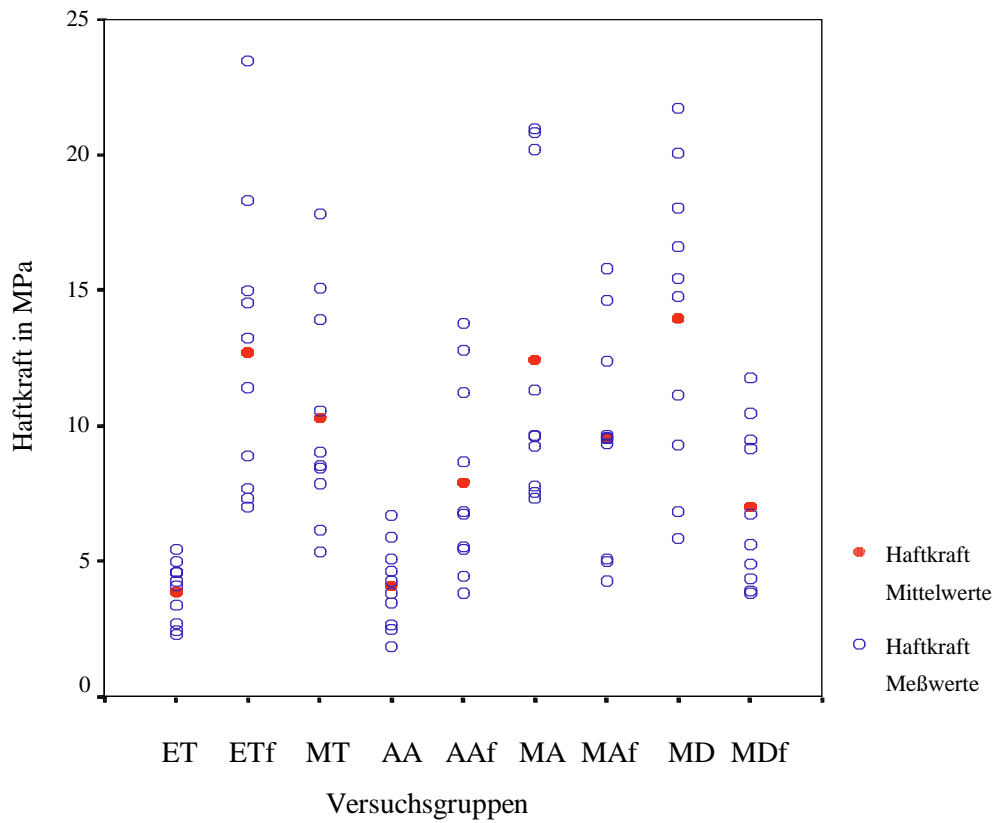


Diagramm 1

Nachfolgend werden die Messwerte der einzelnen Gruppen dargestellt.

Tetric<sup>®</sup> ceram mit Excite<sup>®</sup> - ET

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 3,87 MPa bei einer Standardabweichung von 1,11. Das Maximum lag bei 5,42 MPa und das Minimum bei 2,31 MPa.

Prüfkörper	ET1	ET2	ET3	ET4	ET5	ET6	ET7	ET8	ET9	ET10
Kraft ( N )	13,35	14,43	7,60	10,60	17,02	15,69	8,41	14,39	7,26	12,85
Kraft/Fläche ( MPa )	4,24	4,59	2,42	3,37	5,42	4,99	2,68	4,58	2,31	4,09

Tabelle 5

## Tetric® Flow und Tetric® ceram mit Excite® - ETf

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 12,68 MPa bei einer Standardabweichung von 5,37. Das Maximum lag bei 23,47 MPa und das Minimum bei 6,99 MPa.

Prüfkörper	ETf1	ETf2	ETf3	ETf4	ETf5	ETf6	ETf7	ETf8	ETf9	ETf10
Kraft ( N )	24,09	73,73	57,56	45,75	47,07	27,92	23,03	41,55	21,95	35,83
Kraft/Fläche ( MPa )	7,67	23,47	18,32	14,56	14,98	8,89	7,33	13,23	6,99	11,41

Tabelle 6

## Tetric® ceram mit Definite® Multibond - MT

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 10,28 MPa bei einer Standardabweichung von 4,06. Das Maximum lag bei 17,83 MPa und das Minimum bei 5,33 MPa.

Prüfkörper	MT1	MT2	MT3	MT4	MT5	MT6	MT7	MT8	MT9	MT10
Kraft ( N )	24,70	26,84	33,17	47,39	43,73	16,74	28,39	19,37	56,00	26,50
Kraft/Fläche ( MPa )	7,86	8,54	10,56	15,08	13,92	5,33	9,04	6,17	17,83	8,44

Tabelle 7

## Admira® mit Admira® Bond - AA

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 4,08 MPa bei einer Standardabweichung von 1,53. Das Maximum lag bei 6,69 MPa und das Minimum bei 1,86 MPa.

Prüfkörper	AA1	AA2	AA3	AA4	AA5	AA6	AA7	AA8	AA9	AA10
Kraft ( N )	18,43	11,99	15,87	8,29	21,02	14,50	7,83	10,91	13,39	5,86
Kraft/Fläche ( MPa )	5,86	3,82	5,05	2,64	6,69	4,61	2,49	3,47	4,26	1,86

Tabelle 8

## Admira® Flow und Admira® mit Admira® Bond - AAF

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 7,92 MPa bei einer Standardabweichung von 3,54. Das Maximum lag bei 13,78 MPa und das Minimum bei 3,83 MPa.

Prüfkörper	AAf1	AAf2	AAf3	AAf4	AAf5	AAf6	AAf7	AAf8	AAf9	AAf10
Kraft ( N )	27,18	40,12	17,35	43,28	12,02	13,94	21,37	21,21	17,05	35,23
Kraft/Fläche ( MPa )	8,65	12,77	5,52	13,78	3,83	4,44	6,80	6,75	5,43	11,21

Tabelle 9

## Admira® mit Definite® Multibond - MA

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 12,44 MPa bei einer Standardabweichung von 5,80. Das Maximum lag bei 20,98 MPa und das Minimum bei 7,32 MPa.

Prüfkörper	MA1	MA2	MA3	MA4	MA5	MA6	MA7	MA8	MA9	MA10
Kraft ( N )	63,46	35,58	24,35	65,37	30,14	65,90	28,98	23,70	30,36	23,00
Kraft/Fläche ( MPa )	20,20	11,33	7,75	20,81	9,59	20,98	9,23	7,54	9,66	7,32

Tabelle 10

## Admira® Flow und Admira® mit Definite® Multibond - MAf

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 9,54 MPa bei einer Standardabweichung von 3,96. Das Maximum lag bei 15,81 MPa und das Minimum bei 4,28 MPa.

Prüfkörper	MAf1	MAf2	MAf3	MAf4	MAf5	MAf6	MAf7	MAf8	MAf9	MAf10
Kraft ( N )	29,93	38,90	30,02	30,30	13,45	15,62	29,35	16,00	49,66	45,91
Kraft/Fläche ( MPa )	9,53	12,38	9,56	9,64	4,28	4,97	9,34	5,09	15,81	14,61

Tabelle 11

### Definite<sup>®</sup> mit Definite<sup>®</sup> Multibond - MD

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 13,97 MPa bei einer Standardabweichung von 5,49. Das Maximum lag bei 21,72 MPa und das Minimum bei 5,83 MPa.

Prüfkörper	MD1	MD2	MD3	MD4	MD5	MD6	MD7	MD8	MD9	MD10
Kraft ( N )	56,71	29,12	48,51	21,37	52,15	63,07	18,33	68,24	34,96	46,36
Kraft/Fläche ( MPa )	18,05	9,27	15,44	6,80	16,60	20,08	5,83	21,72	11,13	14,76

Tabelle 12

### Definite<sup>®</sup> Flow und Definite<sup>®</sup> mit Definite<sup>®</sup> Multibond - MDf

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 7,01 MPa bei einer Standardabweichung von 2,95. Das Maximum lag bei 11,75 MPa und das Minimum bei 3,82 MPa.

Prüfkörper	MDf1	MDf2	MDf3	MDf4	MDf5	MDf6	MDf7	MDf8	MDf9	MDf10
Kraft ( N )	13,68	21,13	29,75	12,23	36,90	11,99	17,55	15,33	32,84	28,76
Kraft/Fläche ( MPa )	4,3t	6,72	9,47	3,89	11,75	3,82	5,59	4,88	10,45	9,16

Tabelle 13

In Abbildung 5 wird die Abhängigkeit von der Verarbeitungstechnik und Materialgruppe anhand der Boxplotdarstellung gezeigt.

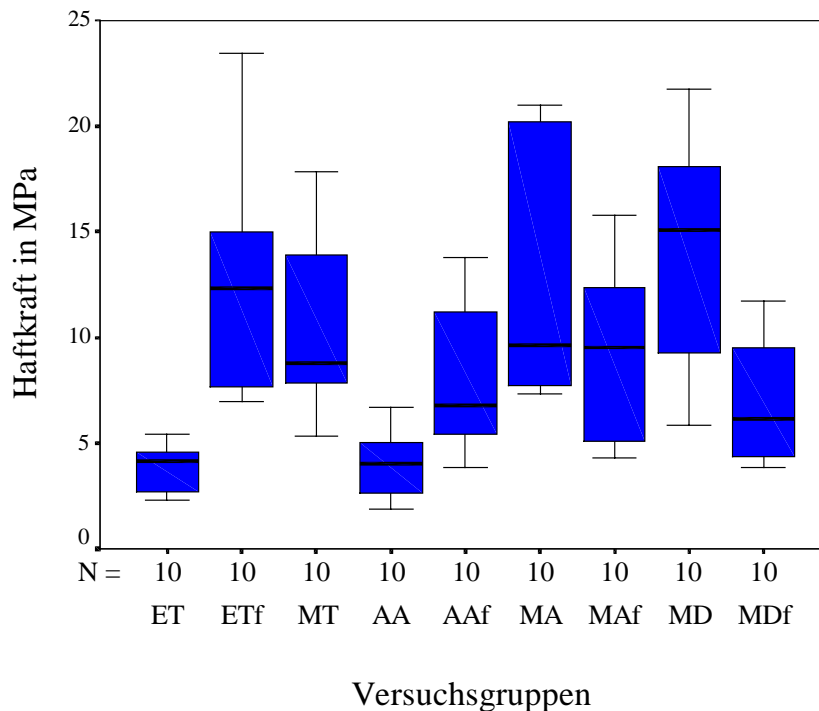


Abb. 5 Boxplotdarstellung der einzelnen Versuchsgruppen

#### Statistische Auswertung des Zugversuches

Die Varianzanalyse der Einfachklassifikation zeigte einen hoch signifikanten Einfluss der verschiedenen Behandlungsarten auf die Zughaftung ( $p \leq 0,001$ , ANOVA).

Das im Test verwendete Referenzmaterial Tetric<sup>®</sup> ceram zeigte nach Unterschichtung mit Tetric<sup>®</sup> Flow (ETf) eine hochsignifikante ( $p \leq 0,001$ ) Steigerung der Haftkraft gegenüber der einfachen Verarbeitung nur mit Excite<sup>®</sup> (ET). (*Tukey's Studentized Range Test*)

Entgegen den unterschiedlichen errechneten Mittelwerten konnte für das Verhältnis der Admira<sup>®</sup> Gruppe (AA) zu Admira<sup>®</sup> Flow (AAf) keine signifikante Erhöhung festgestellt werden.

Die gleiche Untersuchung der Kombinationen mit Definite<sup>®</sup> ergab nach Unterschichtung mit Definite<sup>®</sup> Flow eine signifikante ( $p \leq 0,01$ ) Absenkung der Haftkraft. (*Tukey`s Studentized Range Test*)

Im Vergleich der drei Untersuchungsgruppen bei üblicher Verarbeitungsmethode mit Haftvermittler und Füllungsmaterial hoher Viskosität (ET, AA, MD) erreicht jedoch Definite<sup>®</sup> den signifikant höchsten Wert ( $p \leq 0,001$ , *Tukey`s Studentized Range Test*).

Zwischen Admira<sup>®</sup> (AA) und Tetric<sup>®</sup> ceram (ET) konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Die Verwendung dieser beiden Materialien mit Definite<sup>®</sup> Multibond ergab eine signifikante Steigerung der Haftkräfte ( $p \leq 0,001$ , *Tukey`s Studentized Range Test*).

Die zusätzliche Unterschichtung von Admira<sup>®</sup> mit Admira<sup>®</sup> Flow (MAf) ergab wie bei Definite<sup>®</sup> (MDf) eine Absenkung des Mittelwertes der Haftkraft, die jedoch kein signifikantes Niveau erreichte.

Diese ermittelten Ergebnisse wurden mit Hilfe der *Bonferoni Holm Korrektur* überprüft und bestätigt.

In Tabelle 14 werden die Signifikanzniveaus aller Versuchsgruppen gegeneinander dargestellt.

ET	-								
Etf	++	-							
MT	+		-						
AA		++	+	-					
AAf					-				
MA	++			++		-			
MAf							-		
MD	++			++				-	
MDf								+	-
Gruppe	ET	Etf	MT	AA	AAf	MA	MAf	MD	MDf

Tabelle 14 Signifikanzniveaus aller Versuchsgruppen ( + - schwach, ++ - hoch)

## 3.2 Qualitative Untersuchung

### 3.2.1 Penetrationsvermögen der Dentinadhäsive

Die Aufnahmen mit dem Rasterelektronenmikroskop zeigen für alle drei Haftvermittlersysteme die Bildung von Kunststoffzapfen (engl. Tags) in unterschiedlich starker Ausprägung. Dabei ergab sich eine große Variationsbreite in Gestalt und Anzahl. Die Formenvielfalt reichte von einer wurzelartigen Konfiguration bis zu kurzen und abgeflachten Zapfen. Die geringste Ausprägung zeigte sich bei Admira<sup>®</sup> Bond. Bei Definite<sup>®</sup> Multibond hingegen erreichten die Kunststoffzapfen die größte Länge bei einer sehr homogenen Verteilung. Für Excite<sup>®</sup> ergab sich wie für Admira<sup>®</sup> Bond eine Abwechslung von Arealen schwächerer und stärkerer Zapfenbildung. In dieser Gruppe waren die Kunststoffzapfen bis zu 80 µm lang und wurzelartig mit einer hohen Zahl von Anastomosen.

Excite®

Auf den Proben dieser Gruppe zeigten sich etwa zu gleichen Teilen Bereiche mit ausgeprägter und verminderter Zapfenbildung (Abb. 6/7). Die Eindringtiefe und daraus folgende Länge der Kunststoffzapfen lag für dieses Adhäsiv bei bis zu 80  $\mu\text{m}$  (Abb. 8). Hauptsächlich im Basisbereich der Zapfen entstanden verstärkt Anastomosen (Abb. 9).

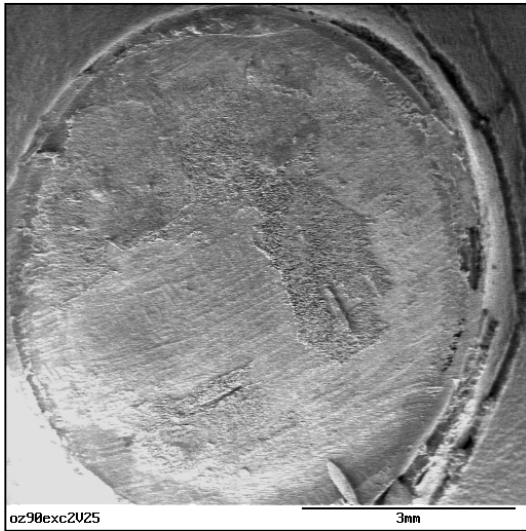


Abb. 6 Übersichtsaufnahme 25-fach

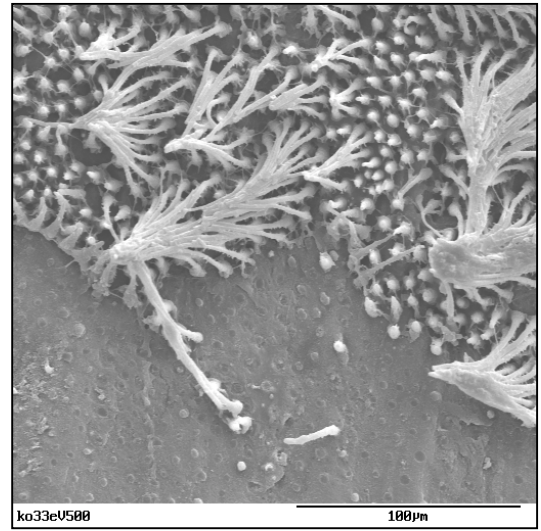


Abb. 7 Übergangzone in Bereich ohne Ausbildung von Zapfen (500x)

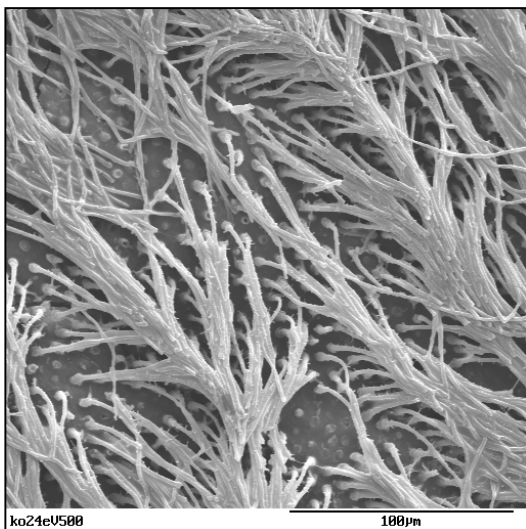


Abb. 8 Darstellung von Zapfen mit max. Länge von 90  $\mu\text{m}$  (500x)

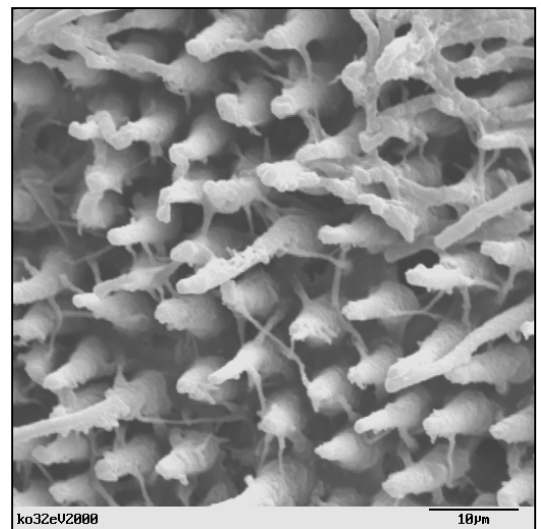


Abb. 9 Starke Anastomosierung der Zapfen untereinander (2000x)



Admira<sup>®</sup> Bond

Bei der Verarbeitung von Admira<sup>®</sup> Bond zeigte sich gegenüber Excite<sup>®</sup> nach dem Wegätzen des Dentins eine wesentlich geringere Ausprägung der Zapfen (Abb. 10). Es sind große Areale zu erkennen, in denen die überwiegende Zahl der Kunststoffzapfen mit einer Länge zwischen 2-5  $\mu\text{m}$  sehr flach sind (Abb. 11/12). Nur vereinzelt kommt es zur Ausprägung der Zapfen auf eine Länge bis zu 50  $\mu\text{m}$  (Abb. 13). Eine Anastomosierung war jedoch auch in diesen Bereichen nicht ersichtlich.

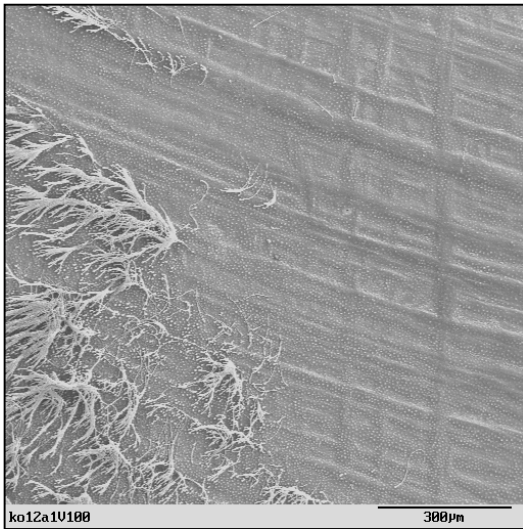


Abb. 10 Überwiegend verminderte Zapfenausbildung (100x)

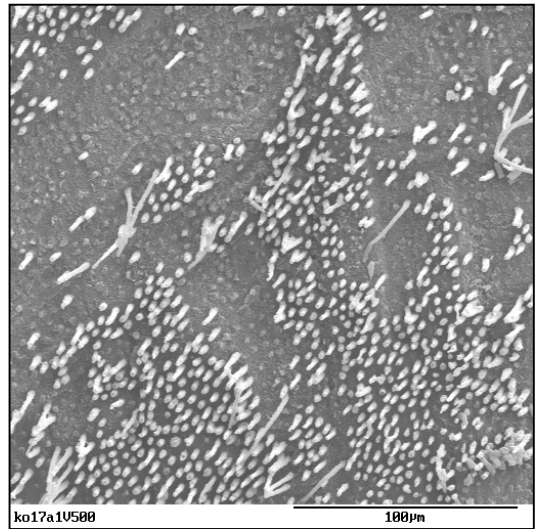


Abb. 11 Länge der Zapfen zwischen 1 und 15  $\mu\text{m}$  (500x)

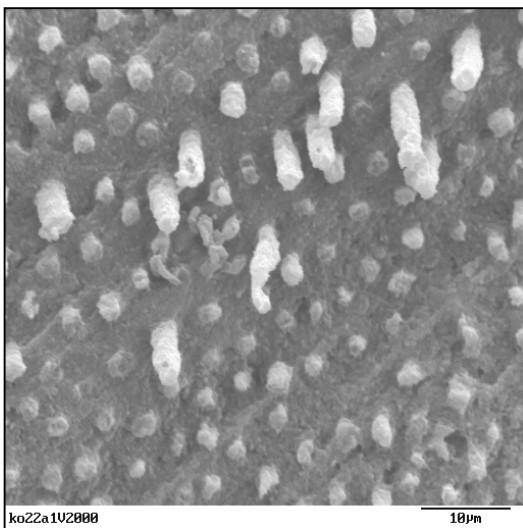


Abb. 12 Detaildarstellung der kurzen Zapfen in 2000-facher Vergrößerung

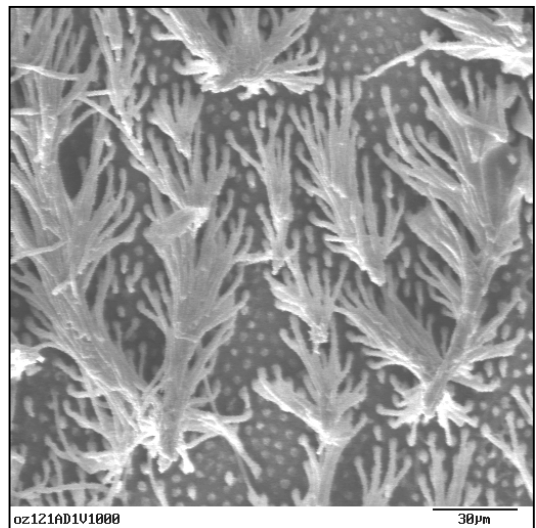


Abb. 13 Zapfen mit Längen bis 50  $\mu\text{m}$  ohne Anastomosen (1000x)

## Definite® Multibond

In dieser Gruppe wurde eine flächig sehr homogene Verteilung bei besonders starker Ausprägung der Zapfen beobachtet (Abb. 14). Detailaufnahmen in aufgelockerten Bereichen zeigten eine ähnliche Ausbildung von Anastomosen wie bei Excite® (Abb. 15/16). Es ist eine Fusionierung der Zapfenenden zu erkennen (Abb.15). Die Länge der Kunststoffzapfen erreichte bis zu 100 µm (Abb. 17).

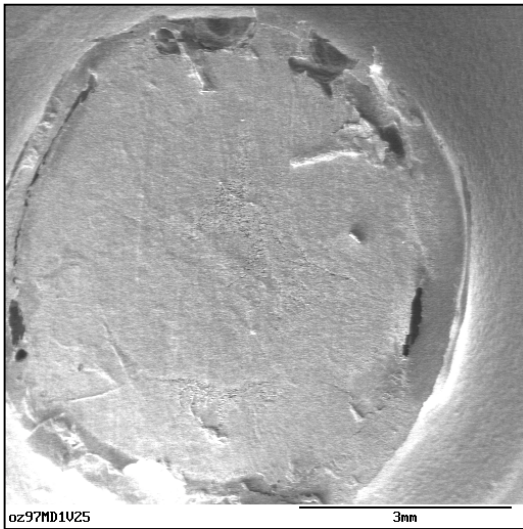


Abb.14 Übersicht 25-fach mit sehr homogener Fläche

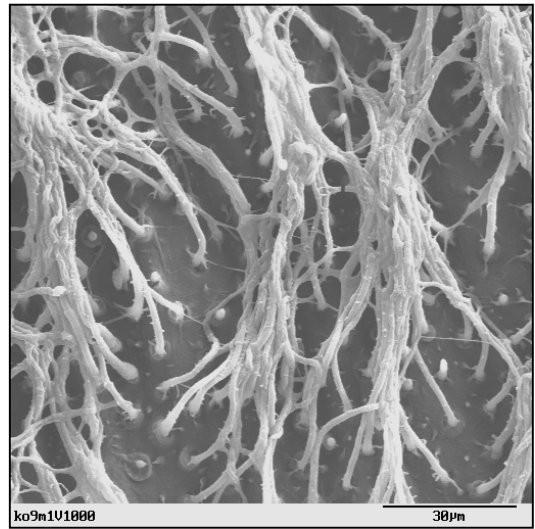


Abb. 15 Ausgeprägte Anastomosierung (1000x)

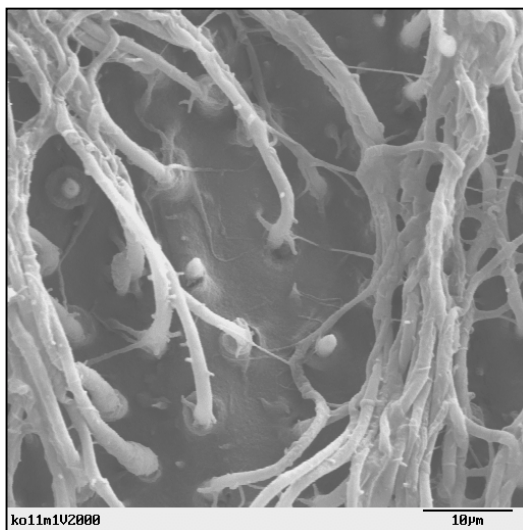


Abb. 16 Detaildarstellung der Zapfen mit Anastomosen (2000x)

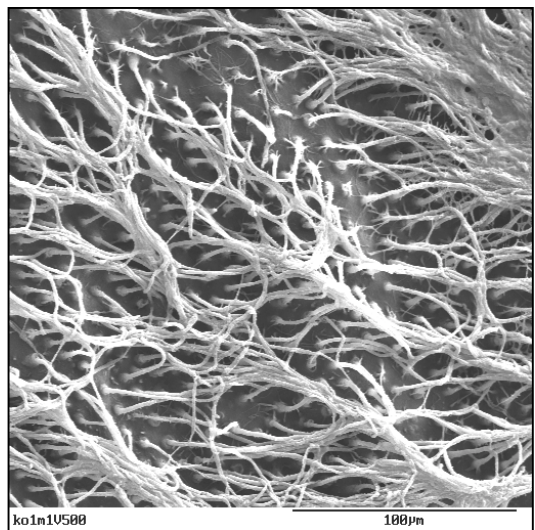


Abb. 13 Zapfen mit Längen bis 50µm ohne Anastomosen (1000x)

### 3.2.2 Frakturanalyse

In der Frakturanalyse wurden die gezogenen Dentinproben Bezug nehmend auf die Struktur ihrer Bruchfläche beurteilt. Die Betrachtung am Rasterelektronenmikroskop erfolgte bei verschiedenen Vergrößerungen für Übersichts- und Detaildarstellungen. Die Unterscheidung fand in adhäsive, gemischte und kohäsive Frakturen statt. In keiner Versuchsgruppe war ein einheitliches Frakturmuster zu erkennen. Die Ergebnisse standen jedoch in direkter Korrelation zu den Zugfestigkeitswerten in der quantitativen Untersuchung. So war zu beobachten, dass in Gruppen geringer Zugfestigkeit vermehrt adhäsive Brüche auftraten und bei hoher Zugfestigkeit eher kohäsive Frakturen. So war in der Versuchsgruppe AA der größte Anteil an adhäsiven Frakturen zu beobachten, wogegen die Gruppen in Kombination mit Multibond den höchsten Anteil kohäsiver Frakturen zeigten.

Nach Auswahl kohäsiv gebrochener Proben wurden die Dentinscheiben nochmals iatrogen, längs frakturiert. Die Betrachtung zeigte die typische Schichtung einer am Dentin adhäsiv befestigten Füllung. Unterschiede ergaben sich in der Stärke der Hybridschicht. Die entscheidende Differenz lag jedoch zum einen in der Schichtdicke des Adhäsivs und zum zweiten in der Menge der Füllkörper. Admira<sup>®</sup> Bond bildete mit ca. 10 µm die dünnste und Definite<sup>®</sup> Multibond mit ca. 30 µm die stärkste Adhäsivschicht aus. Bei Definite<sup>®</sup> Multibond war ein vergleichsweise hoher Anteil Füllkörper sichtbar.

Excite<sup>®</sup> - Tetric<sup>®</sup> ceram (ET)

Die Betrachtung der Proben dieser Versuchsgruppe ergab adhäsive (Abb. 20) und gemischte Frakturen (Abb. 18). Die Schichtstärke des Excite<sup>®</sup> betrug ca. 20 $\mu$ m (Abb. 19). Es waren im Adhäsiv keine Füllkörper sichtbar. Adhäsive Bruchflächen zeigten zu gleichen Teilen offene und Harz gefüllte Tubuli (Abb. 21).

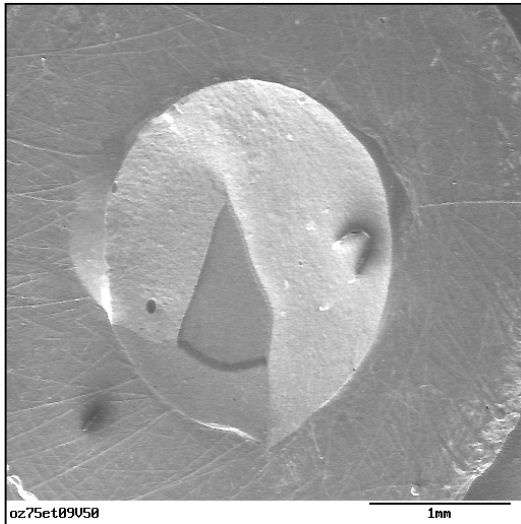


Abb. 18 Übersichtsdarstellung der Bruchfläche (50x)

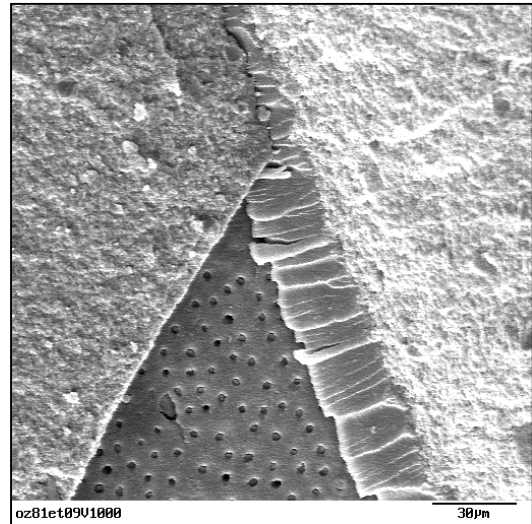


Abb. 19 Bruchstelle des Adhäsivs mit Sicht auf Dentinoberfläche (1000x)

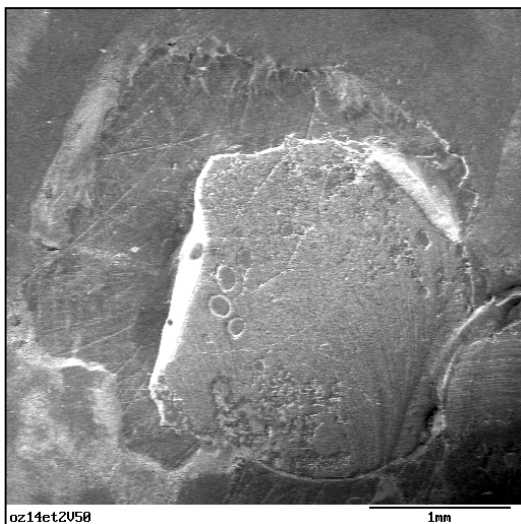


Abb. 20 Übersichtsdarstellung eines vorwiegend adhäsiven Bruches (50x)

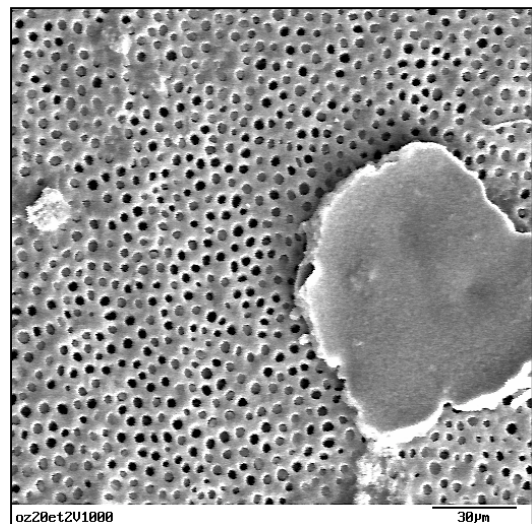


Abb. 21 Freie Dentinoberfläche mit teilweise leeren Tubuli (1000x)

Excite<sup>®</sup> - Tetric<sup>®</sup> ceram - Tetric<sup>®</sup> Flow (ETf)

In dieser Versuchsgruppe traten überwiegend gemischte (Abb. 22) und kohäsive Brüche auf. An den Bruchkanten gemischter Brüche ist die Adhäsiv-Komposit-Schichtung deutlich (Abb. 23/24). Die Dentinoberflächen sind zum Teil mit einer Hybridschicht bedeckt (Abb. 24). Der überwiegende Teil der freien Dentinoberfläche trägt jedoch nur Reste dieser Schicht und die Tubuli sind durch Konditionierung mit Phosphorsäure weit offen (Abb. 25).

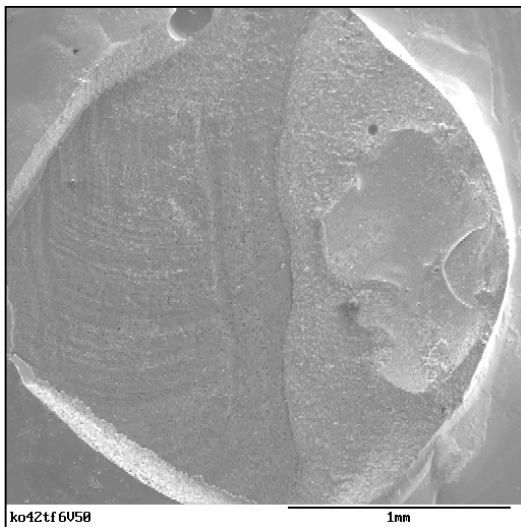


Abb. 22 Übersichtsdarstellung der Bruchfläche (50x)

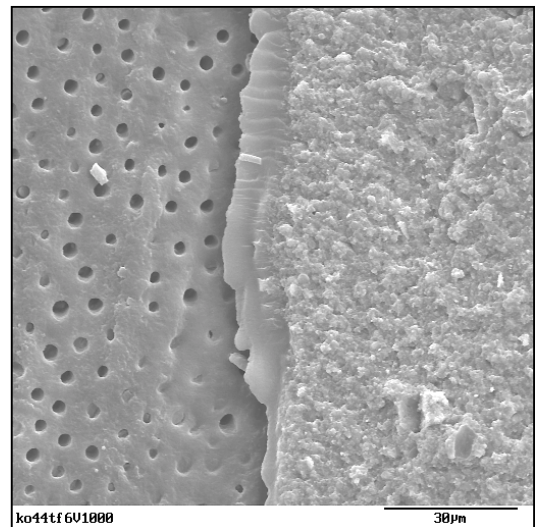


Abb. 23 Bruchkante des Adhäsivs mit Sicht auf Dentinoberfläche (1000x)

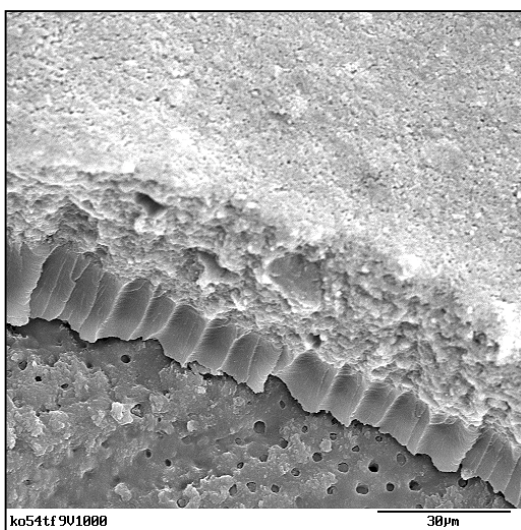


Abb. 24 Teilweise intakte Hybridschicht an der Bruchkante des Adhäsivs / Komposits (1000x)

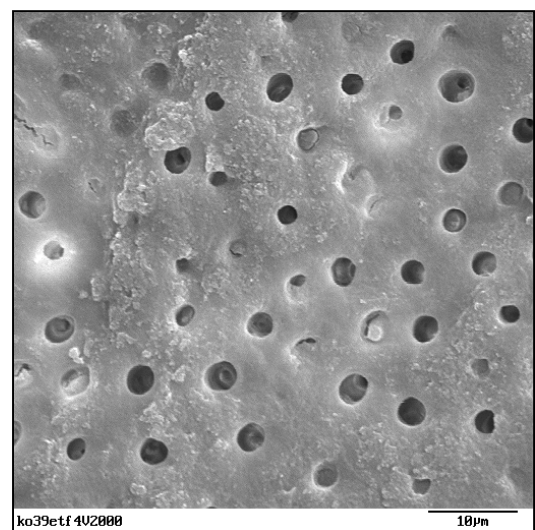


Abb. 25 Hybridreste auf der Dentinoberfläche mit teilweise leeren Tubuli (2000x)

Definite<sup>®</sup> Multibond - Tetric<sup>®</sup> ceram (MT)

Im Gegensatz zu den Versuchsgruppen ET und ETf konnten vermehrt kohäsive und einige gemischte Frakturen (Abb. 26) dargestellt werden. An den Bruchkanten des Kunststoffes zeigte sich eine ca. 30 µm starke, mit Füllerteilchen versetzte Adhäsivschicht (Abb. 27). Freie Dentinflächen waren durch eine teilweise aufgebrochene Hybridschicht bedeckt (Abb. 28/29)

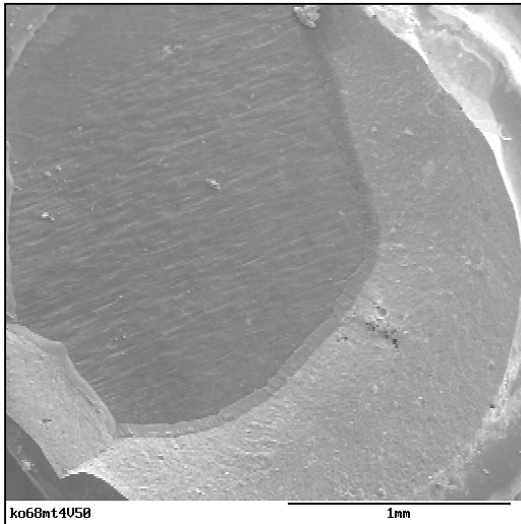


Abb. 26 Übersichtsaufnahme eines gemischten Bruches (50x)

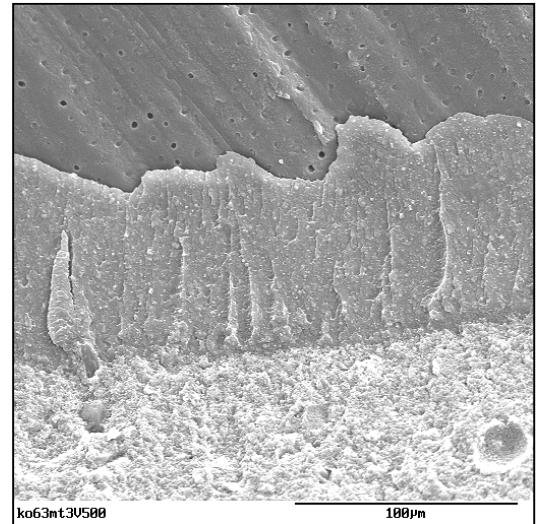


Abb. 27 Bruchkante des Adhäsivs mit aufliegendem Komposit (500x)

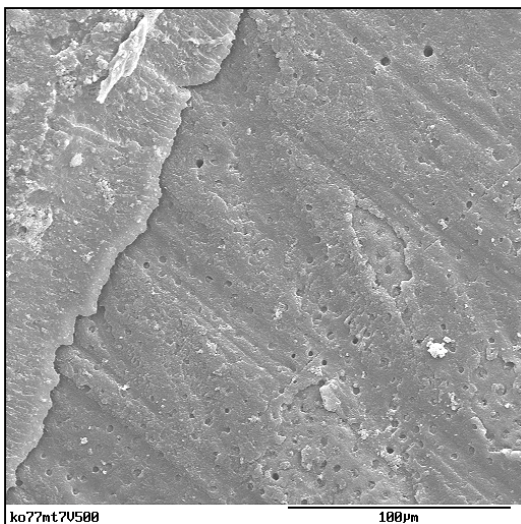


Abb. 28 Teilweise aufgebrochene Hybridschicht des Primers (500x)

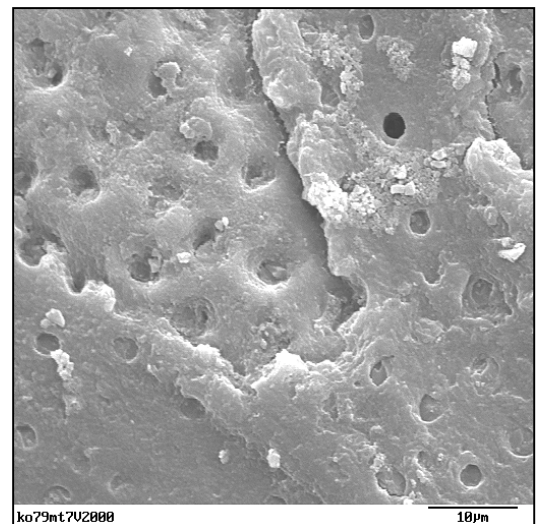


Abb. 29 2000-fache Vergrößerung der aufgebrochenen Hybridschicht

Admira<sup>®</sup> Bond - Admira<sup>®</sup> (AA)

Bei den Frakturen dieser Gruppe handelte es sich vorwiegend um adhäsive und gemischte (Abb. 30). Die Dentinoberfläche war von einer Hybridschicht bedeckt, welche entweder durch hervorstehende Zapfen (Abb. 31) oder leere Tubuli (Abb. 33) gekennzeichnet war. Freie Dentinflächen zeigten die charakteristische Struktur nach Dentinätzung mit Phosphorsäure. Die Adhäsivschichtstärke begrenzte sich auf 8-10 µm (Abb. 32). Die Ormocer<sup>®</sup>-Struktur erschien porös (Abb. 32).

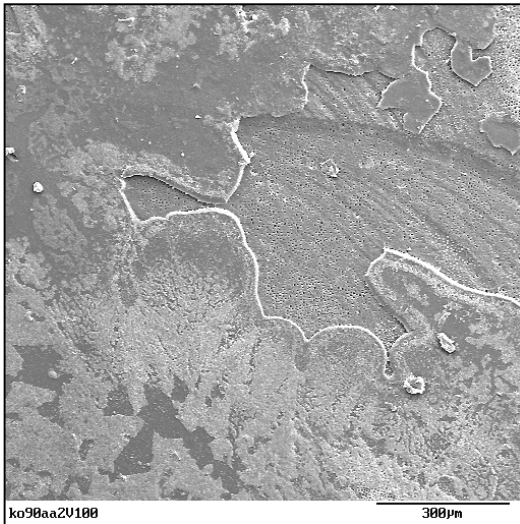


Abb. 30 Übersicht eines Bruches am Adhäsiv und teilweise in der Hybridschicht (100x)

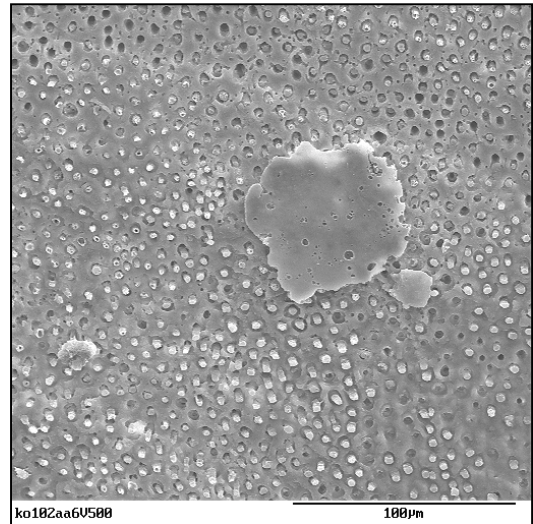


Abb. 31 Hybridschicht mit hervorstehenden Kunststoffzapfen (500x)

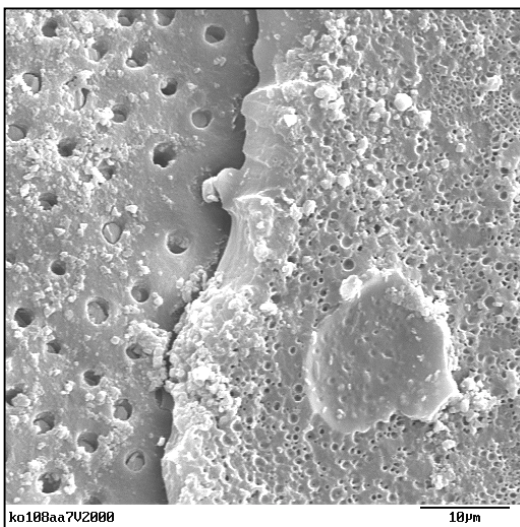


Abb. 32 Freiliegendes Dentin an Adhäsiv-Bruchkante (2000x)

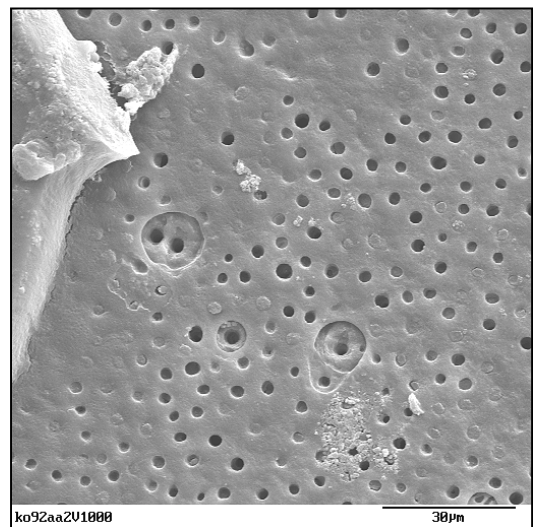


Abb. 33 Kreisrund aufgerissene Hybridschicht mit Sicht auf die konditionierte Oberfläche mit Tubuli (2000x)

## Admira® Bond - Admira® - Admira® flow (AAf)

Die Brüche der Gruppe AAf waren zu 80 % gemischter (Abb. 34) und 20 % kohäsiver Natur. Bei Frakturen im Admira® Flow konnte eine wabenartige Struktur dargestellt werden (Abb. 35). Die Dentinoberflächen zeigten eine nachvollziehbar ähnliche Konfiguration (Abb. 36/37), wie bei der Versuchsgruppe AA. In der Adhäsivschicht war ein geringer Füllkörperanteil erkennbar (Abb. 37).

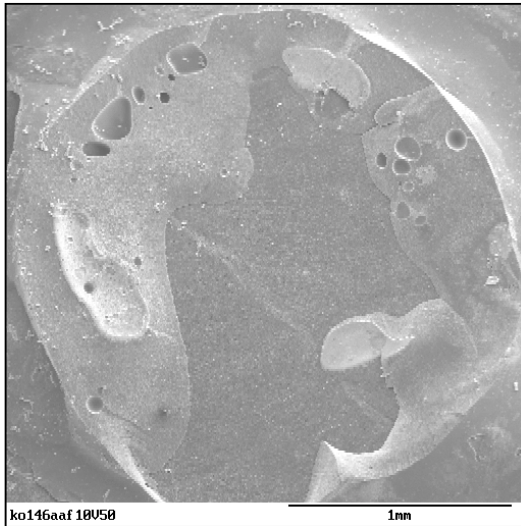


Abb. 34 Übersichtsaufnahme eines gemischten Bruches in 50-facher Vergrößerung

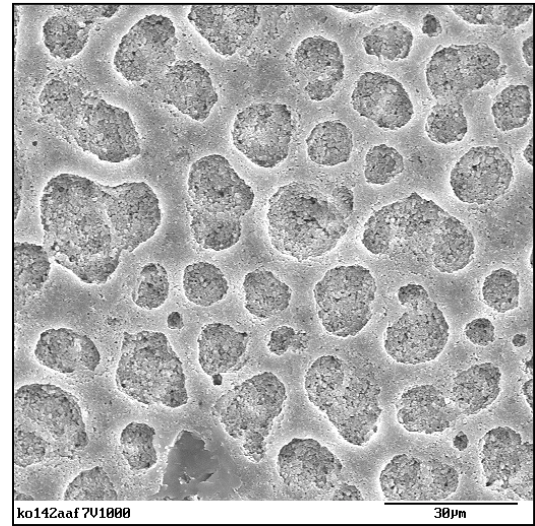


Abb. 35 Ausbildung einer wabenartigen Struktur im Admira® Flow (1000x)

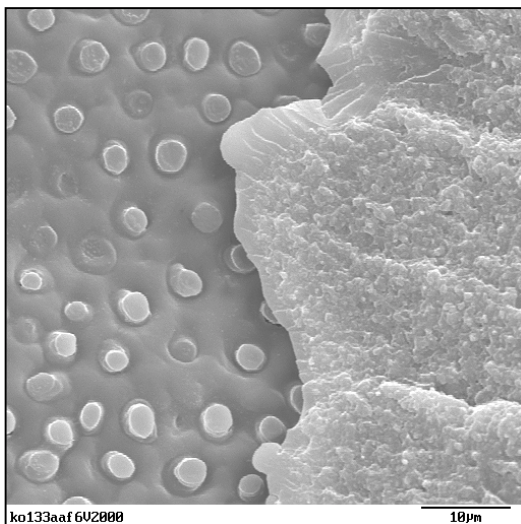


Abb. 36 Hervorstehende Zapfen am Bruch des Adhäsivs/Flow Komposits (2000x)

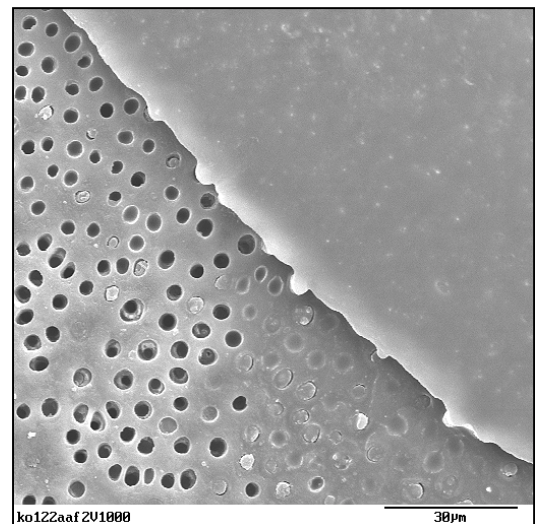


Abb. 37 Teilweise intakte Hybridschicht neben offenen Kanälen an einer Bruchkante (1000x)



Definite<sup>®</sup> Multibond - Admira<sup>®</sup> (MA)

In Kombination mit Definite Multibond zeigten sich für dasOrmocer<sup>®</sup> Admira<sup>®</sup> fast ausschließlich kohäsive Brüche (Abb. 38). Nur in wenigen Bereichen lag eine Fraktur im Adhäsiv vor (Abb. 39). Freie Dentinflächen wiesen verschlossene Tubuli auf, aus denen die Kunststoffzapfen hervorragten (Abb. 40). Abbildung 41 zeigt eine intakte Hybridschicht mit vereinzelt offenen Tubuli.

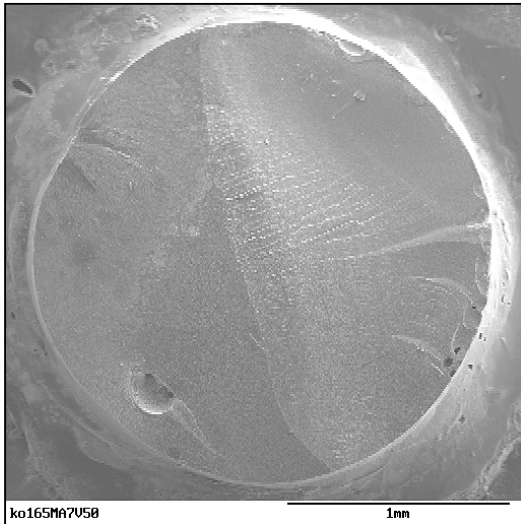


Abb. 38 Übersichtsaufnahme eines rein kohäsiven Bruches (50x)

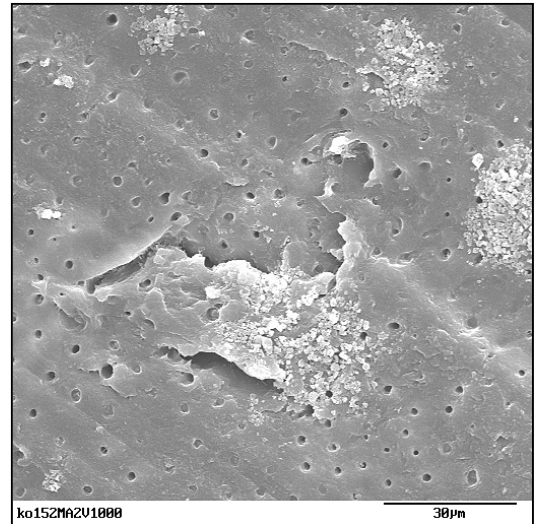


Abb. 39 Bruch im Adhäsiv (500x)

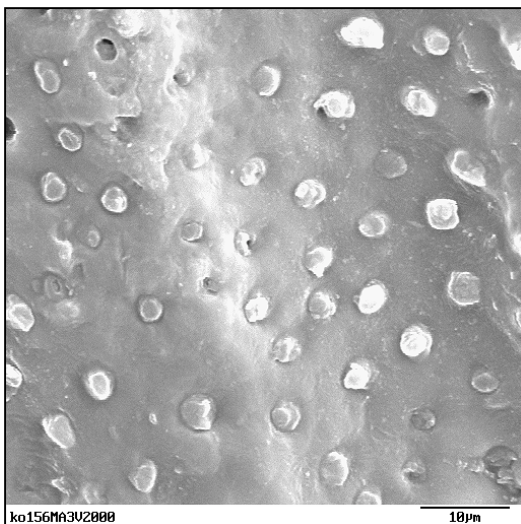


Abb. 40 Dentinoberfläche mit hervorstehenden Zapfen (2000x)

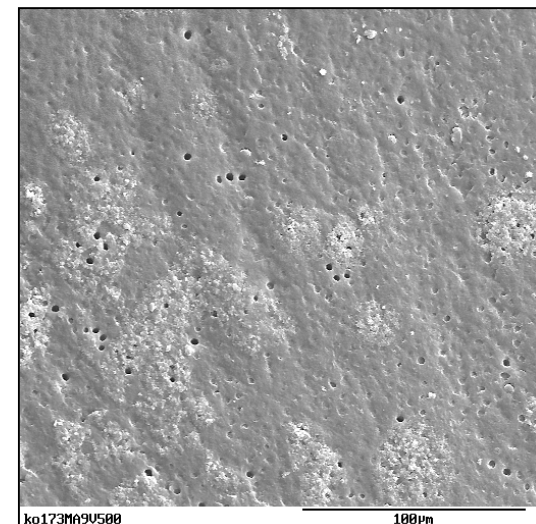


Abb. 41 Intakte Hybridschichtfläche mit vereinzelt offenen Tubuli (500x)

Definite<sup>®</sup> Multibond - Admira<sup>®</sup> - Admira<sup>®</sup> Flow (MAf)

In dieser Gruppe war der Anteil rein kohäsiver Brüche gegenüber der Gruppe MA vermindert. Die Abbildung 42 zeigt einen gemischten Bruch mit Luftporenschlüssen im Ormocer<sup>®</sup>. Bei Frakturen im Admira<sup>®</sup> Flow und an der Grenzfläche zum Admira<sup>®</sup> konnte die für die Versuchsgruppe AAF beschriebene Wabenstruktur erneut dargestellt werden (Abb. 43/44/45).

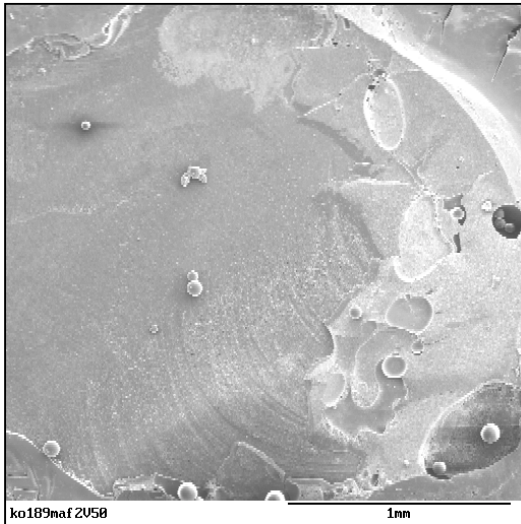


Abb. 42 Übersichtsaufnahme eines gemischten Bruches (50x)

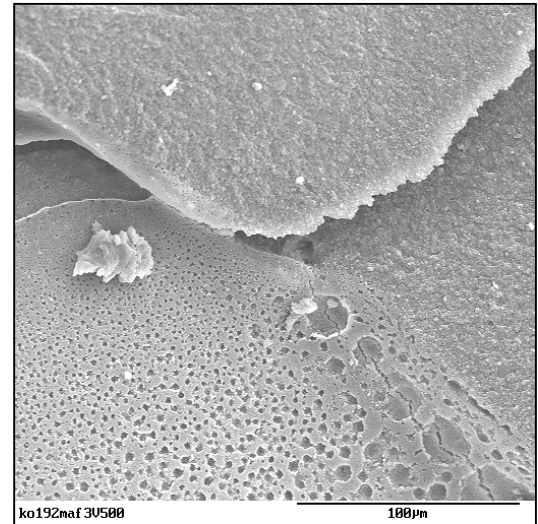


Abb. 43 Kohäsive Bruchstelle teilweise im Admira<sup>®</sup> und Admira<sup>®</sup> Flow (500x)

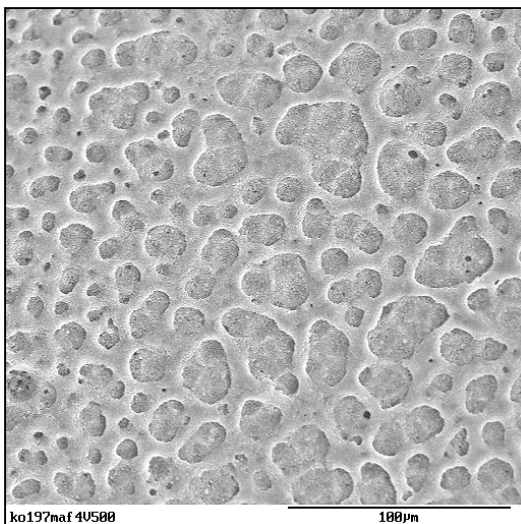


Abb. 44 Wabenstruktur des Admira<sup>®</sup> Flow (500x)

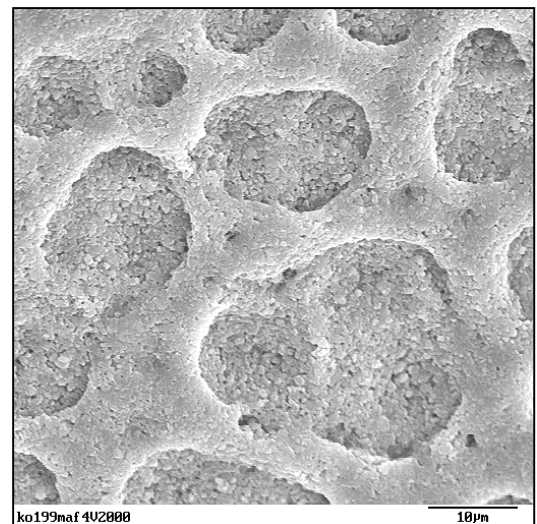


Abb. 45 2000-fache Vergrößerung der Struktur

Definite<sup>®</sup> Multibond - Tetric<sup>®</sup> ceram (MT)

Im Gegensatz zu den Versuchsgruppen ET und ETf konnten vermehrt kohäsive und einige gemischte Frakturen (Abb. 26) dargestellt werden. An den Bruchkanten des Kunststoffes zeigte sich eine ca. 30 µm starke, mit Füllerpunkten versetzte Adhäsivschicht (Abb. 27). Freie Dentinflächen waren durch eine teilweise aufgebrochene Hybridschicht bedeckt (Abb. 28/29)

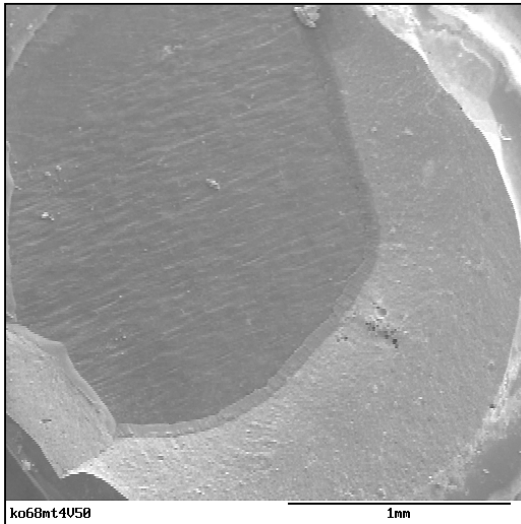


Abb. 26 Übersichtsaufnahme eines gemischten Bruches (50x)

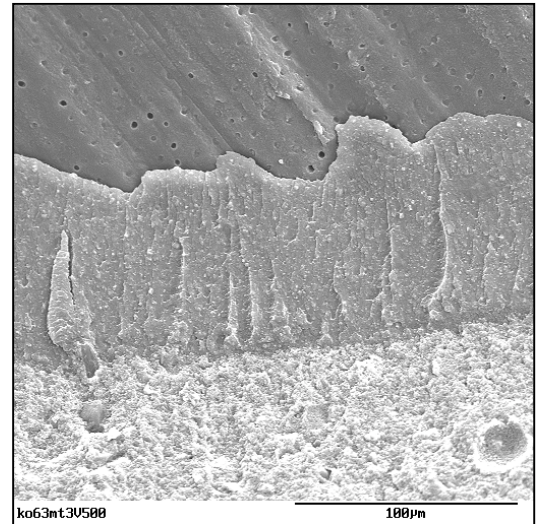


Abb. 27 Bruchkante des Adhäsivs mit aufliegendem Komposit (500x)

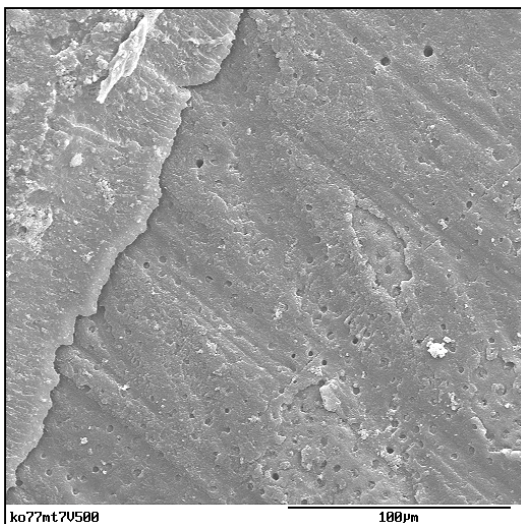


Abb. 28 Teilweise aufgebrochene Hybridschicht des Primers (500x)

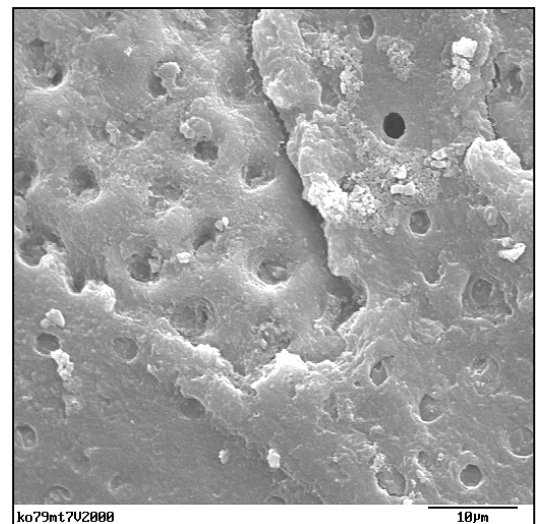


Abb. 29 2000-fache Vergrößerung der aufgebrochenen Hybridschicht

Definite® Multibond - Definite® - Definite® Flow (Mdf)

Der überwiegende Teil der entstandenen Frakturen dieser Gruppe waren gemischte (Abb. 50), die an Bruchkanten eine typische Schichtung aufwiesen (Abb. 51).

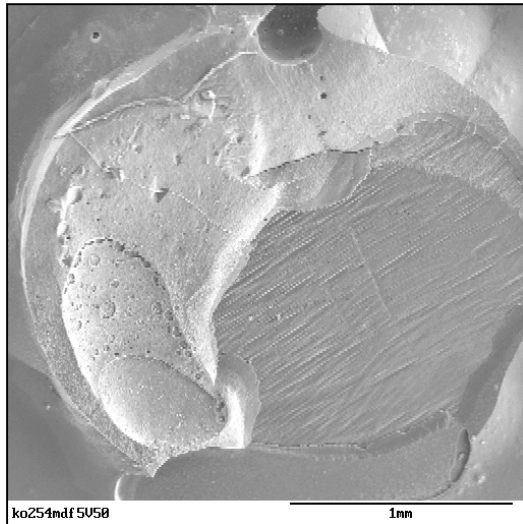


Abb. 50 Übersichtsaufnahme eines gemischten Bruches (50x)

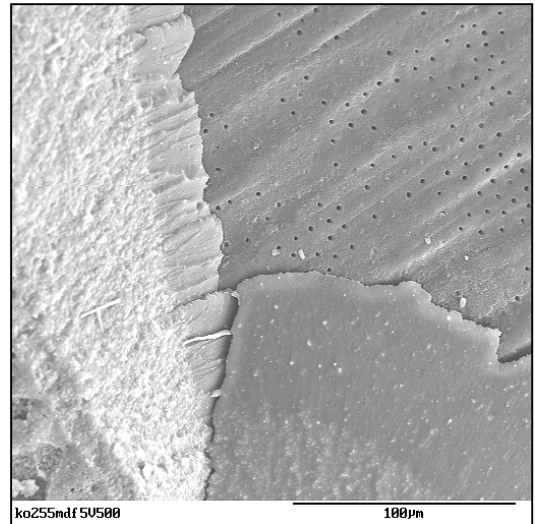


Abb. 51 Typische Adhäsiv-Komposit- Schichtung, Sicht auf Hybridschicht (1000x)

Artifizielle Querfrakturen kohäsiver Brüche

Die entstandenen Bruchflächen zeigten eine typische Schichtung von Dentin, Haftvermittler und Füllungskunststoff. Die unterschiedlichen Schichtstärken des Adhäsivs waren durch die verschiedene Viskosität des Ausgangsmaterials und die Konzeption als Ein- oder Zweiflaschen-System bedingt.

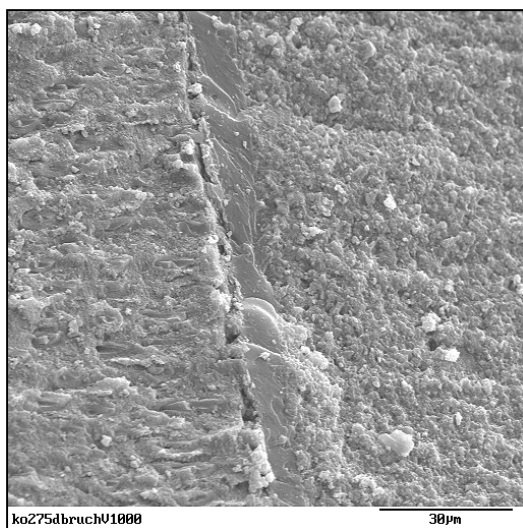


Abb. 52 Admira® Bond mit 2 µm Hybrid- und ca. 10 µm Adhäsiv-Schicht (1000x)

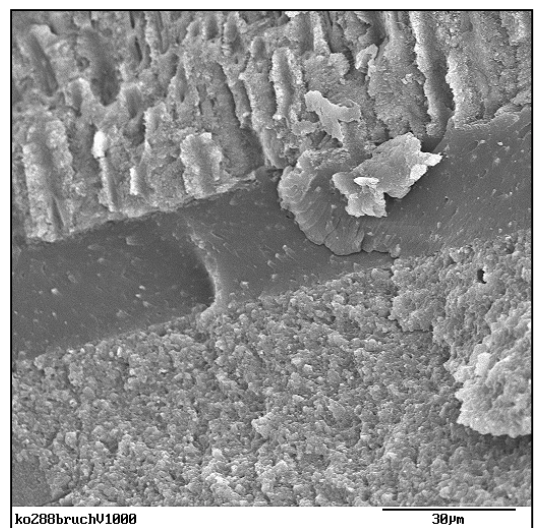


Abb. 53 Definite® Multibond mit sichtbaren Füllerpartikeln und 1 µm Primer-Hybrid-Schicht und 20 µm Adhäsiv-Schicht (1000x)

## 4. DISKUSSION

### 4.1 Aufbau und Durchführung des Versuches

#### 4.1.1 Versuchszähne

Für die Untersuchung wurden kariesfreie menschliche Weisheitszähne verwendet, da diese im Vergleich zu Rinderzähnen ein anderes Haftmuster besitzen und somit wesentlich niedrigere Haftkräfte erzielt werden, die nicht der klinischen Realität entsprechen (FINGER 1988, RETIEF et al. 1990). Die Forderung der Verwendung humaner Zähne wurde von STEWART et al. (1990) bestätigt.

Da die Zähne zum Zeitpunkt der Extraktion noch vollständig retiniert waren, konnte die Beeinflussung durch exogene Faktoren ausgeschlossen werden. Es lassen sich bei solchen Zähnen noch große Kanallumina und ein gering ausgeprägtes peritubuläres Dentin nachweisen (FINGER 1988). In der Konsequenz ist durch eine erhöhte Dentinpermeabilität mit einer Verringerung der Haftwerte zu rechnen.

Der Abschluss des Wurzelwachstums geht mit einem entsprechenden Entwicklungsstand des Zahnes einher, jedoch ist damit keine exakte Altersbestimmung möglich. Physiologische Alterungsprozesse, die eine Verengung der Tubuli durch Kalzifizierung (STENLEY et al. 1983) zur Folge haben, wurden somit nicht berücksichtigt.

Verschiedene Untersuchungen zur Haftkraft (FINGER 1988, MITCHEM und GRONAS 1986) und zur marginalen Adaptation (BLUNCK et al. 1990) von Kompositmaterialien konnten keinen signifikanten Einfluss der Lagerungszeit zwischen Extraktion und Zahnbearbeitung nachweisen. In diesem Versuch betrug diese maximal eine Woche.

Als Medium zur Aufbewahrung wurde physiologische Kochsalzlösung verwandt. Physiologische Lösungen beeinflussen die Eigenschaften von Zahnproben nicht (Haller et al. 1993) und sind deshalb zur kurzzeitigen Aufbewahrung geeignet (JÖRGENSEN et al. 1985). Daher kann davon ausgegangen werden, dass keine Auswirkungen durch das Lagerungsmedium auf die Haftkraftwerte in der vorliegenden Untersuchung bestehen. Dieses Vorgehen entspricht außerdem anderen Untersuchungen, bei denen für Haftversuche mit Dentinhaftvermittlern physiologische Kochsalzlösung als

Lagerungsmedium für die frisch extrahierten Zähne verwandt wurde (SORENSEN und DIXIT 1991).

#### 4.1.2 Herstellung der Dentinproben

Ziel der Herstellung war es mit klinisch relevanten Methoden standardisierte Verhältnisse zu schaffen. Die Bearbeitung der Zähne im Kopfräsverfahren simuliert das klinische Vorgehen des Zahnarztes am Patienten. Es wurden nur Diamanten mittlerer bis feiner Körnung verwendet, was zu einer wesentlich rauheren Oberfläche führte, als beim Schleifen mit Silizium-Carbid-Schleifpapier. Dieses Schleifpapier wurde in einigen veröffentlichten Untersuchungen benutzt, um eine besonders feine Oberfläche zu erhalten. Es modifiziert jedoch Morphologie und Verdichtung der Schmierschicht (PETSCHILT und ANGEL 1986, PASHLEY et al. 1988). Bei Zugversuchen mit Dentinhaftevermittlern konnte FINGER (1988) keine signifikante Abhängigkeit der Haftkraft von der Oberflächenrauigkeit feststellen.

Die Präparation des Dentins ohne Wasserkühlung führt zu einer weniger glatten und einer stark verschmierten Oberfläche. Eine mit 50 ml/min ausreichende Wasserkühlung reduziert die Bildung der Schmierschicht (GWINNETT 1984). So stellt die gewählte Probenbearbeitung ein klinisch relevantes Verfahren dar. Durch die gewählte Distanz zu den Pulpahörnern von  $1,2 \pm 0,2$  mm wurde die Situation pulpanahen Dentins simuliert. FINGER (1988) konnte am koronalen, pulpanahen Dentin einen Abfall der Haftung von bis zu 40 % im Vergleich zum pulpafernen angeben. Die Festlegung der Gesamtstärke der Proben auf  $3,5 \pm 0,1$  mm folgt aus den Ergebnissen von TAKEMORI et al. (1993), die einen signifikanten Abfall der Haftung bei einer Probendicke unter 3 mm feststellten. NAKABAYASHI et al. (1987) vermuteten bereits in vorangegangenen Untersuchungen einen solchen Zusammenhang. Er beruht auf der relativ geringen Eigenfestigkeit des Dentins, die etwa bei 18 MPa liegt.

#### 4.1.3 Perfusion

In der vorliegenden Untersuchung wurden die präparierten Dentinscheiben durch physiologische Kochsalzlösung mit einem Druck von 30 cm H<sub>2</sub>O perfundiert.

Wenn in einem in vitro Verfahren zur Ermittlung der Dentinhafte die Perfusion des Dentins, entsprechend dem physiologischen Pulpainndruck, nicht berücksichtigt wird, sind die erzielten Ergebnisse mit den Bedingungen in vivo nicht vergleichbar

(ANDREAUS et al. 1989, QUIST und QUIST 1987). Es konnte ein starker Abfall der Haftwerte bei perfundiertem Dentin gegenüber trockenem beobachtet werden (MITCHEM und GRONAS 1993, PRATI et al. 1991, TAGAMI et al. 1990). STENVIK et al. (1972) ermittelten in vivo für den Pulpainnendruck einen Wert von 30 cm H<sub>2</sub>O, welcher in späteren Untersuchungen Bestätigung fand (PASHLEY et al. 1981, TERKLA et al. 1987, ANDREAUS et al. 1989). In einigen Studien wurde durch Reduktion des Perfusionsdruckes versucht, den Einfluss der Vasokonstriktion durch Lokalanästhesie zu simulieren (PASHLEY und PASHLEY 1991). Es ist jedoch fraglich, ob dies den in vivo Bedingungen tatsächlich entspricht. Eine Orientierung am physiologischen Druck wie im vorliegendem Versuch erscheint daher sinnvoll, da er den in vivo Bedingungen einer Behandlung ohne Lokalanästhetika mit Vasokonstriktor entspricht.

#### 4.1.4 Dentinhaftvermittler

Alle Dentinproben wurden vor dem Auftrag des Haftvermittlers mit 34,6 %iger Phosphorsäure für 15 Sekunden geätzt, was die Entfernung der Schleifstaubschicht und eine Dekalzifizierung des Dentins zur Folge hatte (IKAMI et al. 1993). Die Verarbeitung der Dentinadhäsive erfolgte mit einer entsprechenden Fließzeit, exakt nach den jeweiligen Herstellerangaben. Von CHOSACK und EIDELMANN (1988) wurden 20 Sekunden als Minimum angesehen, um das Kollagenetzwerk ausreichend zu durchdringen. Lediglich von der Firma Vivadent wird diese Zeit für die Anwendung von Excite<sup>®</sup> auf 10 Sekunden verkürzt. Für die Monomersysteme der Adhäsive fordern KREJCI et al. (1994) eine Polymerisationszeit von über 60 Sekunden. Durch Sauerstoffinhibition an der Oberfläche und durch die hydrophile Phase sind Radikalbildung und Polymerisation stark eingeschränkt. In der vorliegenden Untersuchung wurden die Haftvermittler nur zwischen 10 Sekunden (Definite<sup>®</sup> Multibond) und 20 Sekunden (Admira<sup>®</sup> Bond, Excite<sup>®</sup>) gehärtet. Es ist demzufolge davon auszugehen, dass die enthaltenen Monomere bis zum Aufbringen des Füllungskunststoffes nicht vollständig polymerisieren. Durch die relativ geringe Schichtstärke des Komposits von 1,5 – 2 mm geschieht die vollständige Aushärtung erst gemeinsam mit dem Füllungskunststoff. Dentinhaftvermittler, die nach Applikation nicht durch Verblasen ausgedünnt werden, zeigen signifikant höhere Haftwerte

(HILTON und SCHWATZ 1995). Gegenstand dieser Arbeit ist jedoch die klinische Relevanz, was die Verarbeitung nach Herstellerangaben erfordert.

#### 4.1.5 Versuchsdurchführung

Bei der Verarbeitung der Füllungsmaterialien wurde ausschließlich die Farbe A2 mit standardisierter Opazität selektiert, um deren Einfluss auf die Haftkraft (ERICKSON und GLASSPOOLE 1994) für alle Gruppen gleich zu halten. Die Polymerisationszeit wurde auf 60 Sekunden festgelegt, da eine Variation möglicherweise einen signifikanten Einfluss auf die Dentinhaftung besitzt. So stellten ERICKSON und GLASSPOOLE (1994) fest, dass die Erhöhung der Zeit für die Lichthärtung von 20 auf 120 Sekunden bei einer Materialstärke von 1,5 mm eine Verdopplung der erzielten Haftkraft bewirkt. Die Schichtdicke wurde im Versuch auf maximal 2 mm begrenzt. Wie von LUTZ et al. (1992) gefordert, wurde während des gesamten Versuches die Lichtleistung der Polymerisationslampe auf ihre Konstanz überprüft. Das Kompositmaterial konnte auf die kleine, plane Dentinoberfläche ungehindert aufschumpfen, wodurch der C-Faktor (FEILZER et al. 1987) sehr klein und somit die Schrumpfungsspannungen vermindert waren.

Die Verbindung der Dentinadhäsive mit dem Dentin unterliegt bei in vivo Bedingungen starken mechanischen und thermischen Belastungen, so dass einige Autoren die Meinung vertreten, der Verbund sollte bei in vitro Versuchen erst nach entsprechend simulierten Belastungstests untersucht werden (PASHLEY und PASHLEY 1991, KREJCI et al. 1993). Es treten jedoch bereits durch die Polymerisationsschrumpfung erhebliche Kräfte auf, welche die adhäsive Verbindung belasten. Die Schrumpfungskraft beträgt 15 min nach Polymerisation etwa 20 MPa (DAVIDSON et al. 1984). Somit ist die unmittelbare Haftung der Adhäsive der erste entscheidende Faktor für die Qualität des Komposit-Dentin-Verbundes (Schaller et al. 1994). Um spaltfreie Restaurationen zu erzeugen, forderten MUNKSGAARD et al. (1985) Zugfestigkeitswerte für Dentinhaftvermittler von 24 MPa. Vor diesem Hintergrund machen, nach Ansicht von SCHALLER et al. (1994), die Untersuchungen nach Langzeitlagerung erst Sinn, wenn die Adhäsive hinsichtlich ihrer Soforthaftung evaluiert wurden. Da nach LUTZ et al. (1992) die Nachhärtung innerhalb der ersten



zehn Minuten am größten ist, wurde der Untersuchungszeitpunkt auf 15 Minuten nach Polymerisation festgelegt.

Der in dieser Untersuchung durchgeführte axiale Zugversuch gilt als sensibles in vitro Verfahren zur Prüfung der adhäsiven Eigenschaften von Verbundsystemen in der Werkstoffkunde (MARX und HAAS 1992). In Studien zur Haftung von Dentinadhäsiven kommen sowohl Zugversuche als auch Scherversuche zum Einsatz. Durch die erzeugten, unterschiedlichen Stressmuster lassen sich die gewonnenen Werte nicht direkt vergleichen.

Während des axialen Zugversuches sollte die Querhauptgeschwindigkeit nach YOSHIDA et al. (1996) 1 mm/min nicht überschreiten. Höhere Geschwindigkeiten können zu Überlastungserscheinungen beim Adhäsiv und somit zu schlechteren Werten der Zugfestigkeit führen. Durch die Einhaltung dieser Geschwindigkeitsvorgabe sollten in der vorliegenden Studie unkontrollierte Frakturen des Kunststoff-Dentin-Verbundes vermieden werden.

## 4.2 Diskussion der Ergebnisse

### 4.2.1 Quantitative Analyse

Im vorliegenden Versuch war eine Dentinhaftung der verschiedenen Kunststoffproben nachweisbar. Der Gruppenvergleich erbrachte hochsignifikante Unterschiede der Haftkraft. Es besteht ein deutlicher Niveauunterschied der Dentinhaftung dieser Untersuchung zu vergleichbaren Studien aus der Literatur. Als Erklärung für die niedrigeren Haftwerte dieses Versuchs gibt es verschiedene mögliche Ursachen. Die Dentinlokalisierung hat einen signifikanten Einfluss auf die Funktion der Adhäsive und könnte somit eine Hauptursache sein. Das Nachlassen der Dentinhaftung an pulpanahem Dentin auf 30-40 %, im Vergleich zu pulpaferem Dentin, wurde von FINGER (1988) und PRATI et al. (1991) beschrieben. Dieses Erkenntnis ist ursächlich auf die erhöhte Anzahl und den vergrößerten Durchmesser der Dentintubuli zurückzuführen (GABEROGLIO und BRAENNSTROEM 1976). Das intertubuläre Dentin, deren Verbund zum Haftvermittler eine wesentlich größere Rolle spielt als die Bildung von Kunststoffzapfen (GWINNETT 1993), ist auf einen Anteil von 12 % reduziert (KETTERL 1961, PASHLEY 1989). Demgegenüber verhält sich der Anteil des peritubulären Dentins umgekehrt proportional (KETTERL 1961, PASHLEY 1989).

ERICKSON (1992) und VAN MEERBEEK et al. (1992) wiesen nach, dass das stärker mineralisierte, peritubuläre Dentin bei der Konditionierung einer geringeren Demineralisation unterliegt und somit in diesem Bereich die Ausbildung der Hybridschicht vermindert ist. Verschiedene Studien kommen zu dem Schluss, dass dieser Sachverhalt zu den verringerten Haftwerten im pulpanahen Bereich maßgeblich beiträgt (PRATI et al. 1991, PASHLEY et al. 1993, FRIEDL und POWER 1994). Generell muss in vivo mit höheren Haftwerten gerechnet werden, da in Versuchen mit Rinderserum als Perfusionsmedium eine signifikante Verbesserung der Dentinhaftung gegenüber der Verwendung wässriger Lösungen festgestellt wurde (NIKAIDO et al. 1995). Zum einen wurde dieser Sachverhalt auf die doppelt hohe Viskosität des Plasmas zurückgeführt. Demgegenüber erwog YAMAGUCHI bereits 1986 eine Präzipitation von Serumproteinen nach Auftrag des Primers, die zu einer Verringerung des Flüssigkeitsausstroms führte.

In der vorliegenden Studie wurde zu Beginn die Materialkombination von Excite<sup>®</sup> und Tetric<sup>®</sup> ceram (ET) als Referenz betrachtet. Die gewonnenen Ergebnisse bei Verwendung dieses konventionellen Dentinadhäsivs mit einem klinisch bewährten, konventionellen Feinpartikelhybridkomposit ermöglichen die orientierende Einordnung der übrigen Versuchsgruppen. So wurde ein Mittelwert der Haftkraft von  $3,87 \pm 1,11$  MPa für die Versuchsgruppe ET ermittelt. Es zeigt sich eine starke Diskrepanz zu den von PERDIGAO und FRANKENBERGER (2001) angegebenen Werten. In ihrer Untersuchung mit angefeuchtetem Dentin konnten sie eine Haftkraft für Excite von über 26 MPa erzielen, die jedoch bei Austrocknung für 15 Sekunden auf 8,3 MPa abfiel. Die Untersuchung von VAN MEERBEEK et al. (2001), bei der das Dentin ebenfalls nicht perfundiert und nicht angefeuchtet wurde, erbrachte eine Haftkraft von  $40,1 \pm 13,2$  MPa. Eine Vergleichbarkeit dieser Werte zur vorliegenden Studie ist jedoch nicht gegeben, da die Versuchsbedingungen, bezugnehmend auf Perfusion, Dentinfeuchte und Probenquerschnitt stark variieren. Eine weitere veröffentlichte Studie von BOUILLAGUET et al. (2001) zeigt für die Haftung von Excite<sup>®</sup> am trockenen Wurzel dentin von Rinderzähnen eine Haftkraft von  $13,8 \pm 3,7$  MPa. Diese im Vergleich zur vorliegenden Studie erhöhten Werte begründen sich durch eine Untersuchung von RETIEF et al. (1990), in der für Rinderzähne eine bessere Dentinhaftkraft beschrieben wurde als für humane Proben. Die Lokalisation im Bereich des Wurzel dentins führt

nach Ansicht von FINGER (1988) und PRATI et al. (1990) ebenfalls zu höheren Ergebnissen.

Generell muss die Vergleichbarkeit von Studien, die nicht exakt nach dem gleichen Protokoll durchgeführt wurden, kritisch betrachtet werden (STANFORD et al. 1985, OLIO und OLSSON 1990, FOWLER et al. 1992).

Bei der Unterschichtung von Tetric<sup>®</sup> ceram mit Tetric<sup>®</sup> Flow (ETf) wurde in dieser Untersuchung eine signifikante Erhöhung der Haftkraft am Dentin mit einem Mittelwert von  $12,68 \pm 5,36$  MPa erzielt. In der Literatur sind bislang Untersuchungen zu dieser Problematik nicht veröffentlicht. Der signifikante Unterschied zur herkömmlichen Verarbeitungsmethode (ET) kann möglicherweise durch zwei verschiedene Sachverhalte begründet werden. FRANKENBERGER et al. (1999) beschrieben eine signifikant bessere Adaptation von Kompositen an die Zahnoberfläche bei dünner Unterschichtung mit dem entsprechenden, fließfähigen Material. Es kann vermutet werden, dass damit eine gleichmäßigere Kraftverteilung auf das Adhäsiv entsteht und punktuelle Überbelastungen vermieden werden. Der zweite Sachverhalt und wahrscheinlich die entscheidende Ursache liegt jedoch in der höheren Elastizität des Tetric<sup>®</sup> Flow gegenüber dem Tetric<sup>®</sup> ceram. Es ist besser in der Lage einen Teil der auftretenden Spannungen im Material und die Polymerisationsschrumpfung des Tetric<sup>®</sup> ceram zu kompensieren.

Die Versuche mit der Admira<sup>®</sup> - Produktreihe zeigten ähnliche Resultate, wie die Materialkombinationen mit Excite<sup>®</sup> und Tetric<sup>®</sup>. Der Zugversuch von Admira<sup>®</sup> Bond mit Admira<sup>®</sup> (AA) ergab einen Mittelwert der Haftkraft von  $4,07 \pm 1,53$  MPa und damit keinen signifikanten Unterschied zu Tetric<sup>®</sup> ceram (ET). FRANKENBERGER (2000) ermittelte im Dentinausstoßverfahren einen Wert von  $16,5 \pm 3,1$  MPa. Die wesentlich höhere Werteangabe ist möglicherweise darauf zurückzuführen, dass sich Unterschiede im Studiendesign sehr stark niederschlagen. Der Verzicht auf die Perfusion erhöht die Haftkraft überproportional.

Die geringe Schichtstärke, des ungefüllten Einflaschen-Systems Admira<sup>®</sup> Bond, kann wahrscheinlich keine Stressbrecher Funktion erfüllen. Sie ist nicht in der Lage, die im Füllungskunststoff durch die Polymerisation auftretenden Spannungen aufzufangen. Mit Verwendung des Admira<sup>®</sup> Flow (AAf) in der vorliegenden Studie steigerte sich der Mittelwert der Haftkraft mit  $7,91 \pm 3,54$  MPa annähernd auf das Doppelte. Die

Begründung hierfür ist in den gleichen Mechanismen zu vermuten, wie sie bereits für die Kombination mit Tetric® Flow (ETf) beschrieben wurden. Bisher sind jedoch keine weiteren Untersuchungen zu diesem Phänomen bekannt, wodurch eine Bestätigung dieses Effektes ausbleiben muss.

Für die Versuchsgruppe mit Definite® Multibond und Definite® (MD) wurde der höchste Mittelwert der Haftkraft mit  $13,96 \pm 5,49$  MPa ermittelt. Dies ist Ausdruck der Verbesserung des Dentinhaftverbundes durch das Konzept eines stärker gefüllten Adhäsivs. Die Verarbeitung in zwei Komponenten ermöglicht die kompromisslose Spezifikation ihrer jeweiligen Materialeigenschaften. Für den Primer bedeutet dies eine erhöhte Hydrophilie sowie Fließfähigkeit und somit die Maximierung des Penetrationsvermögens. Die erhöhte Eindringtiefe und die optimierte Benetzung führt zu einem besseren Verbund mit dem Dentin, was in der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung nachgewiesen werden konnte. Das Adhäsiv erreicht durch den vergrößerten Füllkörperanteil eine wesentlich gesteigerte Stabilität und Schichtstärke. Es versetzt das Definite® Multibond daher in die Lage, die auftretenden Spannungen und Abzugskräfte eher aufzufangen. Somit wird die Aufgabe des Stressbrechers erfüllt, wie sie bei einer Zwischenschicht eines fließfähigen Füllungsmaterials vermutet wird (CHUANG 2001). In der bereits erwähnten Untersuchung von FRANKENBERGER (2000) wurde für Definite® eine Haftkraft von  $13,8 \pm 1,3$  MPa erzielt, wobei sich der ermittelte Wert auf die Kombination mit dem Haftvermittlersystem Etch & Prime® 3.0 (Degussa, Hanau, D) bezieht. Für Definite® Multibond liegen bislang keine aktuellen Vergleichsstudien vor.

Nach Unterschichtung des Definite® durch Definite® Flow (MDf) wurde mit einem Mittelwert von  $7,01 \pm 2,95$  MPa ein signifikant niedrigeres Niveau der Dentinhaftung erreicht als mit der herkömmlichen Verarbeitungstechnik (MD). Ursachen für diesen Sachverhalt lassen sich bislang nur vermuten. Es besteht die Möglichkeit, dass die Materialeigenschaften des Definite® Multibond so optimiert wurden, dass es die Funktion eines Stressbrechers besser ausüben kann als Definite® Flow. Die wahrscheinlichere Theorie ist jedoch, dass die Schichtstärke mit Adhäsiv und Flow gemeinsam zu stark wird und in der mechanischen Belastbarkeit im Vergleich zu Definite® und Definite® Multibond weniger stabil ist.

Die Versuchsgruppen MA und MAf sollten zeigen, ob der beschriebene Abfall der Haftung in Gruppe MDf spezifisch für das Füllungsmaterial ist, oder der Haftvermittler das entscheidende Kriterium darstellt. Mit Verwendung des Admira<sup>®</sup> mit Definite<sup>®</sup> Multibond ( $12,44 \pm 5,8$  MPa) ergab sich eine signifikante Steigerung der Haftkraft gegenüber der Kombination von Admira<sup>®</sup> mit Admira<sup>®</sup> Bond ( $4,07 \pm 1,53$  MPa). Nach Unterschichtung mit Admira<sup>®</sup> Flow in der Gruppe MAf sank der Mittelwert der Haftkraft auf  $9,52 \pm 3,96$  MPa und bestätigt damit die Ergebnisse mit Definite<sup>®</sup> Flow (MDf).

Das Definite<sup>®</sup> Multibond stellt im Vergleich zu den anderen Adhäsiven im Test die höchste Haftung am Dentin her. Die Versuche in Kombination mit Admira<sup>®</sup> (MA) und Tetric<sup>®</sup> ceram (MT) zeigten zudem, dass die Art des Füllungsmaterials keinen signifikanten Einfluss auf dieses Ergebnis hat.

#### 4.2.2 Qualitative Analyse

##### Untersuchung des Penetrationsvermögens

Bei der rasterelektronischen Untersuchung der verschiedenen Proben konnte eine Korrelation zwischen dem Ausprägungsgrad der Kunststoffzapfen und den Zugfestigkeitswerten beobachtet werden. Bei einer homogenen Verteilung einer großen Anzahl langer Zapfen mit starken Anastomosen waren auch die Werte für die Haftkraft entsprechend hoch. Diese Beobachtungen spiegelten jedoch nur die Penetrationseigenschaften der unterschiedlichen Dentinhaftvermittler wieder. Der weitere Unterscheidungsparameter, die Verarbeitung mit oder ohne niedrigvisköses Füllungsmaterial, spielte bei dieser Teiluntersuchung keine Rolle. Dem signifikanten Einfluss, den dieser Parameter auf die Haftkraft hatte, konnte hier nicht Rechnung getragen werden.

In die Betrachtungen wurde daher nur der Vergleich der drei Gruppen mit einfacher Verarbeitungsweise einbezogen. So war bei den Versuchsgruppen AA und ET die Haftfestigkeit im Test am geringsten. Die Ausbildung der Zapfen war hier ungleichmäßig und teilweise nicht vorhanden. Bei Definite<sup>®</sup> Multibond war sie hingegen flächig besonders homogen, bei der größten Anzahl, Länge und Verzweigung. So kann die Ausprägung der Kunststoffzapfen als Gradmesser für das

Penetrationsvermögen eines Dentinhaftvermittlers und möglicherweise als Erklärung für die Ausbildung der unterschiedlichen Haftkräfte herangezogen werden. Dies muss jedoch differenziert betrachtet werden, da die Ausbildung der Zapfen in den Kanälchen nur eine Komponente des komplexen Haftmechanismus ist. Außerdem spielt sicherlich auch die direkte Verbindung der Kunststoffzapfen mit der umgebenden Kanalwand eine Rolle. Dieser Sachverhalt kann in der REM-Analyse jedoch nicht sichtbar gemacht werden.

Durch die Penetration der Monomere sowohl in das intertubuläre Dentin sowie die Tubuli und deren Verzweigungen wird eine mikromechanische Verankerung erzielt, welche einen guten Haftverbund zwischen Komposit und Dentin ermöglichen soll (NAKABAYASHI et al. 1991, NAKABAYASHI et al. 1992, GWINNETT et al. 1995). Die vorherige Dentinkonditionierung ist Voraussetzung für diese mikromechanische Verbindung (FERRARI et al. 1997). Das Konditionieren mit Phosphorsäure, wie in der vorliegenden Untersuchung, führt zur völligen Entfernung der Schmierschicht und der Veränderung der Topographie des Dentins (PRATI et al. 1990, VAN MEERBEEK et al. 1992). Es werden Kollagenfasern des inter- und peritubulären Dentins am Kanaleingang freigelegt, deren Geflecht durch die Monomere penetriert wird und damit nach Polymerisation die Hybridschicht ausbildet (VAN MEERBEEK et al. 1992). Dem Einfluss der Penetration des intertubulären Dentins auf die mikromechanische Verankerung wird in der Literatur eine doppelt so hohe Bedeutung beigemessen wie der Ausbildung und Verzweigung der Zapfen (GWINNETT 1993, SCHUPBACH et al. 1997). Dies stellt eine mögliche Erklärung dar, warum zwischen den Versuchsgruppen ET und AA kein signifikanter Unterschied in der Haftkraft bestand. Dass Definite<sup>®</sup> Multibond gegenüber diesen beiden Gruppen eine so überragend bessere Penetration zeigte, ist wahrscheinlich auf die Trennung von Primer und Adhäsiv zurückzuführen. Der Primer kann in seinen Eigenschaften für die Aufgabe der Penetration entsprechend eingestellt werden. Dies führt wahrscheinlich zu verbesserten Benetzungseigenschaften im feuchten Milieu, was einen Vorteil gegenüber den multifunktionalen Einflaschen-Systemen darstellt.

Die in der Untersuchung erzielten Ergebnisse lassen die Vermutung zu, dass auch in der klinischen Anwendung bei dentinbegrenzten Kavitäten die Unterschichtung der herkömmlichen Kompositmaterialien mit dem entsprechenden fließfähigen Komposit zu einer Verbesserung der Randqualität und somit der Erfolgsrate dieser Füllungen führen könnte.

Für Definite® Multibond müssen die sehr positiven in vitro Ergebnisse durch klinische Studien überprüft werden, bevor eine gültige Aussage über dessen Qualität getroffen werden kann. Die Simulation physiologischer Verhältnisse der Perfusion in der vorliegenden Studie lässt jedoch gute klinische Ergebnisse erwarten.

### Frakturanalyse

Die REM-Untersuchung der Bruchflächen erbrachte einen direkten Zusammenhang zwischen der vorherrschenden Art der Fraktur und den erzielten Zugfestigkeitswerten der quantitativen Untersuchung. So entstanden im Zugversuch bei den Gruppen ET und AA vorwiegend adhäsive Brüche. Die Proben der Gruppen MD, MT und MA hingegen frakturierten überwiegend kohäsiv, was sich in gemischten und rein kohäsiven Bruchformationen widerspiegelte. Die mit der Verbesserung der Haftwerte einhergehende Veränderung der Bruchbilder für die Versuchsreihen AAF und ETf kann als Nachweis der Stressbrecher-Funktion niedrig visköser Füllungsmaterialien gelten. Es wurde hier eine Verschiebung zu mehr kohäsiven Frakturen beobachtet. Auch die Verschlechterung der Mittelwerte für die Haftkraft, bei der kombinierten Verwendung von Definite® Multibond mit einem Flow-Material (MAf, MDf), schlug sich entsprechend in der Bruchqualität nieder. Die Ursache dafür bleibt ungeklärt. Es erscheint möglich, dass die Materialcharakteristik des Multibonds für die Funktion als Stressbrecher optimal ist. Ein zusätzlich verwendetes niedrig visköses Füllungsmaterial stellt dann den Schwachpunkt im Verbund dar. Eine zu große Schichtstärke von gefülltem Adhäsiv und Flow-Ormocer® könnte ebenfalls einen negativen Einfluss haben.

Durch die qualitative Untersuchung wurde ein Problem der Zugfestigkeitsprüfung deutlich. Die ermittelten Werte für die Haftkraft am Dentin entsprachen nur bei rein adhäsiven Brüchen auch der tatsächlich erzielten Haftung, da bei gemischten und rein kohäsiven Brüchen der Haftverbund ganz oder zum Teil bestehen blieb.

## 5 SCHLUSSFOLGERUNG

Die qualitative und quantitative Untersuchung des Dentinverbundes durch entsprechende Haftvermittler sind Gegenstand einer Vielzahl wissenschaftlicher Studien. Versuche zur Bestimmung der Zug- und Scherfestigkeit werden häufig zur Vorevaluation *in vitro* eingesetzt. Problematisch bei der Übertragung der Ergebnisse auf *in vivo* Bedingungen ist die große Zahl verschiedenartiger Einflüsse, denen der Dentinverbund ausgesetzt ist. Da es nicht möglich ist, in einem *in vitro* Modellversuch alle diese Einflüsse nachzustellen, ist ein direkter Bezug der Ergebnisse zur zahnärztlichen Praxis unweigerlich nicht möglich. Es wird lediglich ein tendenzieller Ansatz dargestellt, der durch Langzeitstudien in der klinischen Anwendung nachgewiesen werden muss. Der hohe Aufwand einer klinischen Studie ist jedoch nicht notwendig, wenn bereits in den *in vitro* Versuchen keine ausreichenden Haftfestigkeitswerte erreichbar sind. Die im Vergleich niedrigen Haftwerte der vorliegenden Studie sind darauf zurückzuführen, dass im Studiendesign zum Teil erhebliche Unterschiede bestehen. Ein besonders starker Einfluss auf die Dentinhaftung wird dabei der Simulation der physiologischen Perfusion und des intrapulpalen Druckes beigemessen. Der massive Abfall der Haftfestigkeitswerte bei perfundiertem Dentin wurde vielfach nachgewiesen.

Die Ergebnisse der quantitativen Untersuchung zeigten einen direkten Zusammenhang mit der Qualität der visualisierten Haftstrukturen und Bruchformationen. Eine flächig homogene und starke Ausprägung der Kunststoffzapfen in Zahl, Länge und Verzweigung führt zu einer hohen Dentinhaftung, da zu erwarten ist, dass die Infiltration des Kollagenfasergeflechtes an der Oberfläche des konditionierten Dentins bei den modernen Dentinhaftvermittlern entsprechend gut ist. Die Verarbeitung der Adhäsivsysteme in der „wet-bonding Technik“ optimiert dafür die Voraussetzungen, weil sie nach KANCA (1991) ein Kollabieren des Kollagenfasergeflechtes verhindert. Wenn also die Infiltration des Fasergeflechtes, die als Hauptbestandteil der mikromechanischen Verankerung gilt ( GWINNETT 1993), vorausgesetzt wird, dann spielt die Formation der Zapfen die entscheidende Rolle für die quantitative Veränderung der Dentinhaftung der verschiedenen Adhäsive (SCHNÜPBACH et al. 1994). Das hervorragende Penetrationsvermögen des Definite<sup>®</sup> Multibond Primers stellt daher eine entscheidende Grundlage für die in dieser Untersuchung höchsten Zugfestigkeitswerte dar. Der zweite, entscheidende Aspekt ist die hohe Eigenstabilität



und für die Funktion als Stressbrecher optimierte Eigenschaften des Definite® Multibond Adhäsivs. Die gewonnenen Ergebnisse für diesen neuen Haftvermittler erscheinen als hervorragende Ausgangsbasis für die klinische Langzeitstestung.

Für die übrigen im Test befindlichen Adhäsivsysteme zeigten die Messungen eine signifikante Verbesserung der Haftkraft bei der kombinierten Verarbeitung mit dem entsprechenden, fließfähigen Füllungsmaterial. Da bei dieser Methode keine Veränderung in der Handhabung des Haftvermittlers bestand und damit der Verbund zwischen Adhäsiv und Dentin unverändert war, sind allein die Materialeigenschaften der fließfähigen Kunststoffe für die Verbesserung der Zugfestigkeit verantwortlich zu machen. Die niedrige Viskosität und bessere Benetzung konnten für eine gleichmäßigere Kraftverteilung sorgen, wodurch punktförmige Überlastungen und somit ein frühzeitiges Abreißen der Adhäsivschicht vermieden werden konnte. Die Veränderung der Bruchbilder bei der kombinierten Verarbeitung zeigt deutlich, dass die Zugkräfte durch das Flow-Material zum Teil eliminiert wurden. Der Spannungsausgleich im Material wird durch die höhere Elastizität bei vermindertem Füllkörperanteil erreicht.

## 6 ZUSAMMENFASSUNG

Zielstellung der vorliegenden in vitro Studie war es, Veränderungen des Dentinhaftverbundes bei der kombinierten Verarbeitung fließfähiger Kunststoffe zu untersuchen und in diesem Zusammenhang die Möglichkeiten der neuen Materialklasse derOrmocere® zu betrachten. Unter Simulation physiologischer Verhältnisse wurden die Produktreihen Excite®/Tetric® (Vivadent), Admira® (Voco) und Definite® (Degussa-Hüls) in verschiedenen Kombinationen an kariesfreiem, menschlichem Dentin verarbeitet.

Die frisch präparierten Dentinscheiben wurden in eine Flüssigkeitskammer eingeschraubt. Der Dentinliquor wurde durch physiologische Kochsalzlösung simuliert. Hierbei lag ein intrapulparer Druck von 30 cm Wassersäule an. Alle verwendeten Haftvermittler wurden im Total-Etch Verfahren nach Ätzung mit 34,6%iger Phosphorsäure verarbeitet.

Im quantitativen Teil der Studie erfolgte ein axialer Zugversuch. Die qualitative Untersuchung bestand in der Visualisierung der Bruchformationen und der freigelegten Haftstrukturen im Rasterelektronenmikroskop.

Der Zugversuch erfolgte 15 Minuten nach Polymerisation des Füllungsmaterials in einer Universalprüfmaschine der Firma Zwick vom Typ Z 005. Anschließend wurden die gebrochenen Dentinproben für die REM-Untersuchung vorbereitet und auf Art und Struktur des Bruches untersucht. Entsprechend der verschiedenen, zu testenden Materialkombinationen wurde eine Einteilung in neun Versuchsgruppen vorgenommen. Für jede Gruppe wurden zehn kariesfreie, menschliche Weisheitszähne ausgewählt und präpariert. In Ergänzung der Betrachtungen wurde das Penetrationsvermögen der drei Haftvermittler visuell überprüft, nachdem Kunststoffproben durch Wegätzen des Dentins separat hergestellt wurden.

Im Zugversuch führte die Unterschichtung mit einem fließfähigen Material für die Produktreihen Excite<sup>®</sup>/Tetric<sup>®</sup> und Admira<sup>®</sup> zu einer signifikanten Steigerung der Haftkraft gegenüber der einfachen Verarbeitung. Möglicherweise kommt dem fließfähigen Material eine Funktion als Stressbrecher zu, die für erhöhte Haftwerte verantwortlich sein könnte. In der Produktgruppe von Definite<sup>®</sup> wurden mit einem Mittelwert von  $13,96 \pm 5,49$  MPa die beste Zugfestigkeit im Test erzielt. Der Abfall der Messwerte nach Unterschichtung mit Definite<sup>®</sup> Flow zeigte, dass die Eigenschaften des Adhäsivsystems Definite<sup>®</sup> Multibond sowohl im Bezug auf den Dentinverbund, als auch für die Funktion als Stressbrecher optimiert sind. Demnach erscheint das Konzept dieses Haftvermittlers gegenüber den anderen, im Test befindlichen Adhäsiven überlegen, da auch die Verwendung mit Tetric<sup>®</sup> ceram und Admira<sup>®</sup> keine signifikant niedrigeren Haftwerte ergab.

Die in der Untersuchung erzielten Ergebnisse lassen die Vermutung zu, dass auch in der klinischen Anwendung bei dentinbegrenzten Kavitäten die Unterschichtung der herkömmlichen Kompositmaterialien mit dem entsprechenden fließfähigen Komposit zu einer Verbesserung der Randqualität und somit der Erfolgsrate dieser Füllungen führen könnte.

Für Definite<sup>®</sup> Multibond müssen die sehr positiven in vitro Ergebnisse durch klinische Studien überprüft werden, bevor eine gültige Aussage über dessen Qualität getroffen werden kann. Die Simulation physiologischer Verhältnisse der Perfusion in der vorliegenden Studie lässt jedoch gute klinische Ergebnisse erwarten.

## 7 LITERATURVERZEICHNIS

1. Andraeus SB, Bayne SC, Heymann HO, Kannoy BE: Intrapulpal composition and fluid flow effects on dentin bond strength. *J Dent Res* 67 (1989) Abstract 1114
2. Armstrong SR, Boyde DB, Keller JC: Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater* 14 (1998) 44-50
3. Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB: The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway. *Dent Mater* 17 (2001) 268-276
4. Baume LJ: The biology of pulp and dentin. A historic, terminologic- taxonomic, histologic- biochemical, embryonic and clinical survey. *Monogr Oral Sci* 8 (1980) 1- 220
5. Bergenholtz G, Reit C: Reaction of dental pulp to microbial provocation of calcium hydroxide treated dentin. *Scand J Dent Res* 88 (1980) 187-192
6. Berry EA, Von der Lehr WN, Herrin HK: Dentin surfaces treated for the removal of the smear layer: an SEM study. *J Am Dent Assoc* 115 (1987) 65-67
7. Blunck U, Pohl M, Dieker A: Extraktionszeitpunkt und Kavitätenlage bei der In-vitro-Prüfung von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 45 (1990) 639-642
8. Blunck U, Haller B: Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz* 50 (1999) 1021-1033
9. Bouillaguet S, Shaw L, Gonzales L, Wataha JC, Krejci I: Cytotoxicity of eluted from three new resin composite materials. *J Dent Res* 79 (2001) abstract 389
10. Bowen RL: Dental filling materials comprising vinyl silane treated fused silica and binder consisting of the reaction product of bis-phenol and glycidyl acrylate. *Us Pat Off No* 3 (1962) 112
11. Bowen RL: Adhesive bonding on a various materials to hard tissues.III. Bonding to dentin improved by pre- treatment and the use of surface-active comonomer. *J Dent Res* 44 (1965) 903-905
12. Boyde A: Finishing techniques for the exit margin of approximal portion of class II cavities. *Br Dent J* 134 (1973) 319-328
13. Braennstroem M: Smear layer: pathological treatment considerations. *Oper Dent* 3 (1984) 35-42

14. Braennstroem M: Infektionen und pulpale Komplikationen unter Restaurationen: Lassen sie sich vermeiden? Phillip J 2 (1988) 112-121
15. Braennstroem M, Johnson G: Effect of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: A scanning electron microscopic investigation. J Prosthet Dent 31 (1974) 422-430
16. Buonocore M: A simply method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 34 (1955) 849-853
17. Buonocore M: Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention with use of ultraviolet light. J Am Dent Assoc 80 (1970) 324-330
18. Buonocore M, Wileman W, Brudevold F: A report on a resin capable of bonding to human dentin surface. J Dent Res 35 (1956) 846-851
19. Burke FJ, McCaughey AD: The four generations of dentin bonding. Am J Dent 8 (1995) 88-92
20. Causton BE: Improved bonding of composite restorative to dentin. Br Dent J 136 (1984) 93-95
21. Chappel RP, Eick JD, Mixon JM, Theisen FC: Shear bond strength and scanning electron microscopy observation of four dentinal adhesives. Quintessence Int 21 (1990) 303-310
22. Chosack A, Eidelmann E: Effects of the time from application until exposure to lighth on the tag lengths of a visible lighth polymerized sealant. Dent Mater 4 (1988) 302-306
23. Chuang S, Liu KJ, Chao CC, Liao FP, Chen YHM: Effects of flowable composite linings and operator experience on microleakage and internal voids in class-II composite restorations. J Prosthet Dent 85 (2001) 177-183
24. Davidson CL, Gee A, Feilzer A: The competition between the composite-dentin strength and the polymerization contraction stress. J Dent Res 63 (1984) 1396-1403
25. Davidson CL, Feilzer A: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent 25 (1996) 435-440
26. Dippel HW, Borggreven JM, Hoppenbrouwers PM: Morphology and permeability of dentinal smear layer, J Prosthet Dent 52 (1984) 657-662
27. Duncanson MG, Miranda FJ, Probst RT: Resin dentin bonding agents- rationale results. Quintessence Int 17 (1986) 276-279

28. Eick JD, Wilko RA, Anderson, CH, Sorenson SE : Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res* 49 (1970) 1359-1368
29. Eick JD, Robinson SJ, Chappell R, Cobb CM, Spencer P: The dentinal surface: Its influence on dentinal adhesion. Part III. *Quintessence Int* 24 (1993) 571- 582
30. Eliades G, Caputo AA, Vougiouklakis G: Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dent Mater* 1 (1985) 170-176
31. Eliades G, Palghias G, Vougiouklakis G: Surface reaction of adhesives on dentin. *Dent Mater* 6 (1990) 208- 216
32. Erickson RL: Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding systems. *Am J Dent* 2 (1989) 117- 123
33. Erickson RL: Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 5 (1992) 81-94
34. Erickson RL, Glasspoole EA: Bonding to tooth structure. A comparison of glass-ionomer and composite- resin systems. *J Esthet Dent* 6 (1994) 227-244
35. Ernst CP, Martin M, Stuff S, Willershausen B: Clinical performance of packable resin composite for posterior teeth after 3 years. *Clin Oral Investig* 5 (2001) 148-155
36. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL: Setting stress in composite resins in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66 (1987) 1636-1639
37. Feilzer AJ, Da Gee AJ, Davidson CL: Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater* 6 (1990) 167-171
38. Ferrari M, Goracci G, Garcia-Godoy F: Bonding mechanism of three “one-bottle” systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. *Am Dent J* 10 (1997) 224-230
39. Finger WJ: Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 9 (1988) 184-188
40. Fowler CS, Swatz ML, Moore BK, Rhodes BF: Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater* 8 (1992) 265-269
41. Frankenberger R, Kamer N, Pelka M, Petschelt A: International adaption and overhang formation of direkt class II composite restorations. *Clin Oral Investig* 3 (1999) 208-215

42. Frankenberger R, Kramer N, Oberschachtsiek H, Petschelt A: Dentin bond strength and marginal adaption after NaOCl pre-treatment. *Oper Dent* 25 (2000) 40-45
43. Friedl KH, Power JM : Einfluß der Dentintiefe und –feuchtigkeit auf die Haftung zahnärztlicher Werkstoffe in vitro. Referat 26. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Grundlagenforschung in der DGZMK. (1994)
44. Furseth R: The structure of peripheral root dentin in young human premolars. *Scand J Dent Res* 82 (1974) 74-80
45. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M: Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 58 (1979) 1364-1370
46. Garberoglio R, Braennstroem M: Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 21 (1976) 355-362
47. Goldmann M, Goldmann LB, Cavaleri R, Bogis J, Lin PS: The efficacy of several endodontic irrigating solutions. A scanning electron microscopic study: part 2. *J Endodont* 8 (1982) 487-492
48. Gwinnett AJ: Smear layer: Morphological considerations. In smear layer on dentin. *Oper Dent* 3 (1984) 3-12
49. Gwinnett AJ: Moist versus dry dentin: It effect on shear bond strength. *Am J Dent* 5 (1992) 127-129
50. Gwinnett AJ: Quantitative contribution of resin infiltration/hydrization to dentin bonding. *Am J Dent* 6 (1993) 7-9
51. Gwinnett AJ, Tay FR, Pang KM: Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridisation. *J Dent Res* 74 (1995) abstract 20
52. Haak R, Noack M: Möglichkeiten der Röntgendiagnostik bei Amalgamersatzmaterialien. *Quintessenz* 47 (1996) 1151-1559
53. Hagger O: Swiss Patent No. 278946. Granted 15. November (1951)
54. Haller B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994) 750-759
55. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfannkuch A: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9 (1993) 191-197
56. Haller B, Schuster P: Randqualität eines Ormocer (Admira) und eines Feinhybridkomposites. *Dtsch Zahnärztl Z* 55 (2000) 331-335
57. Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 2.Aufl. Urban Schwarzenberg Verlag München, 1999

58. Hickel R, Klaiber B, Ott K, Roulet AF, Schmalz G: Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und der DGZ. Dtsch Zahnärztl Z 54 (1999) 596-597
59. Hilton TJ, Schwartz RS: The effect of air thinning on dentin adhesive bond strength. Oper Dent 20 (1995) 133-137
60. Ikami K, Fukushima M, Usami Y, Iwaku M: Effects of surface conditioners on dentine structure. J Dent Res 71 (1993) abstract 861
61. Jörgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E: Composite wall to wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. Scand J Dent Res 93 (1985) 276-279
62. Jörgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E: Composite wall to wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. Scand J Dent Res 93 (1985) 276-279
63. Jones IL, Leaver AG: Studies on the minor components of the organic matrix of human dentin. Arch Oral Biol 19 (1974) 371-380
64. Jones SJ, Lozdan J, Boyde A: Tooth surfaces treated in situ with periodontal instruments: scanning electron microscopic studies. Br Dent J 132 (1972) 57-64
65. Kanca J: Dental adhesion and the All- bond system. J Esthet Dent 3 (1990) 129-132
66. Ketterl W: Studie über das Dentin der permanenten Zähne des Menschen. Stoma 14 (1961) 79-112
67. Krejci I, Lutz F, Krejci D: Zahnfarbene Seitenzahnrestorationen. Merkmale und klinisches Konzept. Schweiz Monatsschr Zahnmed 101 (1991) 1163
68. Krejci I, Kuster M, Lutz F: Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaption of resin composites. J Dent Res 7 (1993) 32-37
69. Krejci I, Häusler T, Sägesser D, Lutz F: New adhesives in classV restorations under combined load and simulated dentinal fluid. Dent Mater 10 (1994) 331-335
70. Kunzelmann KH, Mehl A, Hickel R: Sliding wear of an experimental ormocer and 15 comercial composites. J Dent Res 77 (1998) abstract 965
71. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Van Herle G: Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater 15 (1999) 128-137
72. Leyhausen G, Guertsen W: In vitro Zytotoxizitätstestung. Voco Report (2000)

73. Linde, A: Dentin: strukture, chemistry and formation. In. Thylstry A, Leach SA, Quist V (Hrsg): Dentine and dentin reactions in the oral cavity. IRL Press LTD, Oxford, 1987 S.17-26
74. Lutz F, Krejci I, Frischknecht A: Lichtpolymerisationsgeräte/ Lichtpolymerisation. Schweiz Monatsschr Zahnmed 5 (1992) 565-582
75. Lutz F, Krejci I, Schüpbach P: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103 (1993) 537- 549
76. Manhart J: Werkstoffkundliche Charakterisierung eines Füllungsmaterials auf Ormocer- Basis. ZMK 12 (1999) 807-812
77. Manhart J, Hickel R: Okklusale Compomerversorgung mit einem selbststützendem Adhäsiv. Phillip J 3-4 (1999) 76-84
78. Maniatopoulos C, Smith DC: A scanning electron microscopic study of the odontoblast process in human coronal dentine. Arch Oral Biol 28 (1983) 701-710
79. Marx H, Haas C: Zug- oder Schertest. Welcher Test ist für den Verbund Metall/Kunststoff aussagekräftiger? Dtsch Zahnärztl Z 47 (1992) 165-169
80. Masuhara E, Kojima K, Kimura T: Studies on dental self- curing resins. Effect of a alkylboran on the polymerisation of metacrylate with a benzyl-peroxid. Rep Inst Dent Mater 2 (1962) 368-374
81. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH: Physical properties and gap formation of lighth- cured composites with and without `softstart- polymerization`. J Dent 25 (1997) 321-330
82. Miller WA, Eick JD, Neiders ME: Inorganic components of the peritubulär dentin in young human permanent teeth. Caries Res 5 (1971) 264-278
83. Mitchem JC, Gronas DG: Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. J Am Dent Assoc 113 (1986) 285-287
84. Mitchem JC, Gronas DG: Bonding to dentin maintained under varying degrees of physiological pressure. J Dent Res Special Issue (1993) Abstract 265
85. Munksgaard EC, Irie M, Asmussen E: Dentin polymer bond promoted by Gluma and various resin. J Dent Res 64 (1985) 1409-1411
86. Nakabayashi N: Bonding of restorative materials to dentine: the present status in japan. Int Dent J 25 (1985) 145-154



87. Nakabayashi N, Masuhara E: Development of adhesive pit and fissure sealants using a MMA resin initiated by Tri-n-butyl borane derivat. *J Biomed Mater Res* 12 (1978) 149-156
88. Nakabayashi N, Nojioma J, Masuhara E: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 16 ( 1982) 265
89. Nakabayashi N, Tomota T, Matsumara H: Relationship between the shape of adherend and the bond strength. *J Jpn Dent Mater* 6 (1987) 422-428
90. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N: Hybridlayer as a dentin bonding mechanism. *J Esthet Dent* 3 (1991) 133-138
91. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M: Identification of a resin dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int* 23 (1992) 135-141
92. Nikaido T, Burrow MF, Tagami J, Takatsu T: Effects of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. *Quintessence Int* 26 (1995) 221-226
93. Olgart L, Braennstroem M, Johnson G: Invasion of bacteria into dentinal tubules. *Acta Odontol Scan* 32 (1974) 61-70
94. Olio G, Olsson S: Tensile bond strength of dentin adhesives: A comparison of materials and methods. *Dent Mater* 6 (1990) 138-144
95. Ott G: Aufbau und Entwicklung der Komposit- Füllungsmaterialien. *Ivoclar-Vivadent- Report* 5 (1990) 3-20
96. Paul SJ, Schärer P: Scherfestigkeit von Dentinhaftvermittlern unter intrapulpärem Druck und Temperaturwechsel. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103 (1993) 707-714
97. Pashley DH: Dentin: A dynamic substrat- a review. *Scanning Microscopy* 3 (1989) 161-176
98. Pashley DH: Interaction of dental materials with dentin. *Trans Acad Dent Mater* 3 (1990) 55-73
99. Pashley DH: The effects of acid etching on the pulpodentinal complex. *Oper Dent* 17 (1992) 229-242
100. Pashley DH, Nelson R, Williams EC, Kepler EE: Use of dentin-fluid concentrations to measure pulp capillary reflection coefficients in dogs. *Arch Oral Biol* 26 (1981) 703-706

101. Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH: Comparison of in vivo versus in vitro bonding of composite resin to the canine teeth. *J Dent Res* 67 (1988) 467-470
102. Pashley DH, Pashley EL: Dentin permeability and restorative dentistry: A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 4 (1991) 5-9
103. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA: Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 24 (1993) 618-631
104. Pashley DH, Tay FR: Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: Etching effects on underground enamel. *Dent Mater* 17 (2001) 430-444
105. Perdiago J, Frankenberger R : Effects of solvent and rewetting adhesive time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 32 (2001) 385-390
106. Petschelt A, Angel H: Dentin nach unterschiedlicher Behandlung in vivo. *Dtsch Zahnärztl Z* 41 (1986) 245-249
107. Pissiotis H, Spangenberg L: Dentin as inhibitor of bacterial toxicity on pulpal cells in vitro. *J Endocrin* 18 (1992) 166-171
108. Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD: Improved adhesion of glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res* 61 (1982) 1416-1422
109. Prati C, Biagini G, Rizzoli C, Nucci C, Zucchini C, Montanari G: Shear bond strength and SEM evaluation of dentinal bonding systems. *Am J Dent* 3 (1990) 283-288
110. Prati C, Pashley DH, Montanari G: Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater* 7 (1991) 401-407
111. Quist V, Quist J: Replica patterns on composite restorations in vitro with different acid-etch procedures and dentin adhesives. *Scand J Dent Res* 95 (1987) 87-93
112. Retief DH, Mandras R, Russell CM: Extracted human versus bovine teeth. *Am J Dent* 3 (1990) 253-258
113. Rowles SL: Chemistry of the mineral phase of dentin. In: Miles AEW (Hrsg): *Structural and chemical organization of the teeth*. Academic press, New York, London 1967, S.201
114. Roulet JF: *Degradation of dental polymers*. Karger, München (1987)
115. Schaller HG: Schmelz- und Dentinhaftung. *Dtsch Zahnärztl Z* 6 (1999) 54-60
116. Schaller HG, Stummbaum P, Götze W: Der Einfluß der Dentinkonditionierung auf die Dentinpermeabilität. *Dtsch Stomatol* 41 (1991) 369- 371

117. Schaller HG, Kielbassa AM, Daiber B: Die Zughaftung verschiedener Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit von der Dentinpermeabilität. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994) 830-833
118. Schemel W, Hummel K, Krekeler G: Härteprüfungen am Schmelz, Dentin und Zement rezenter menschlicher Zähne. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 94 (1984) 1029- 1041
119. Schmid H, Lutz F, Hirsbrunner E: Klasse V Füllungen mit Super- Bond, 2-Jahres Resultate. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 96 (1986) 679-687
120. Schroeder HE: *Orale Strukturbiologie*. 1.Aufl. Thieme, Stuttgart (1976)
121. Schupbach P, Krejci I, Lutz F: Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. *Eur J Oral Sci* 105 (1997) 344-352
122. Smillie AC: The chemistry of the organic phase of teeth. In: Zipkin I (Hrsg): *Biological mineralization*. Wiley, New York, London 1973 S.139ff
123. Sorenson JA, Dixit NV: In vitro shear bond strength of dentin adhesives. *Int J Prosthodont* 4 (1991) 117-125
124. Stansbury JW: Cyclopolymerizable monomers for use in dental resin composites. *J Dent Res* 69 (1990) 844-848
125. Stansbury JW: Evaluation of methylene lactone monomers in dental resins. *Dent Mater* 8 (1992) 270-273
126. Stanford JW, Sabri Z, Jose S: A comparison of the effectiveness of dentin bonding agents. *Int Dent J* 35 (1985) 139-144
127. Stenley HR, Pereira JC, Spiegel E, Broom C, Schultz M: The detection and prevalence of reactiv and physiologic sclerotic dentin, reparativ dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surfaces and age. *J Oral Pathol* 12 (1983) 257- 289
128. Stenvik A, Iverson J, Mjör JA: Tissue pressure and histology of normal and inflamed tooth pulps in macaque monkeys. *Arch Oral Biol* 17 (1972) 1501-1511
129. Stewart BL, Harcourt JK, Tyas M: Determination of adhesive bond strength to dentine. A new method. *Aust Dent J* 35 (1990) 454-458
130. Stoll R, Kook K, Kunzelmann KH, Zofel P, Zachniss V: Influence of a high-speed polymerization method on the marginal integrity of composite fillings in class-II cavities. *Clin Oral Investig* 4 (2000) 42-29
131. Swift EJ, Perdiago J, Heymann HO: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence Int* 26 (1995) 95-110

132. Tagami I, Tao L, Pashley DH: Correlation among dentin depth, permeability and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 6 (1990) 45-50
133. Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S: Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater* 9 (1993) 136-138
134. Terkla LG, Brown AC, Hanisch AP, Mitchem JC: Testing sealing properties of restorative materials against moist dentin. *J Dent Res* 66 (1987) 1758-1764
135. Thomas HF: The dentin- predentin complex and its permeability: anatomical overview. *J Dent Res* 66 (1985) 607-612
136. Tronstad L, Leidal TI: Scanning electron microscopy of cavity margins finished with chisels or rotating instruments at low speed. *J Dent Res* 53 (1974) 1167-1174
137. Turner DF, Marfurt CF, Sattelberg C: Demonstration of physiologic barrier between pulpal odontoblasts and its perturbation following routine restorative procedures: a horseradish peroxidase tracing study in the rat. *J Dent Res* 68 (1989) 1262-1268
138. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Van Herle G: Morphological aspects of the resin dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71 (1992) 150- 1540
139. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts G, Van Herle G: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994) 977-984
140. Van Meerbeek, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Van Herle G, Sano H: Micro-tensile bond strength of eleven modern adhesive systems to enamel. *IADR* (2001) abstract 563
141. Watts DC: Radiopacity vs. composition of some barium and strontium glass composites. *J Dent* 15 (1987) 38-43
142. Watts D, Al-Hindi A: Preliminary measurements of polymerisation shrinkage strain in Definite<sup>®</sup>. *IADR* (1998) abstract 216
143. Weatherell AJ, Robinson C: The inorganic composition of teeth. In: Zipkin I (Hrsg): *Biological mineralization*. Wiley, New York, London 1973 S.43 ff
144. Willams S, Goldmann M: Penetrability of smeared layer by a strain of proteus vulgaris. *J Endodont* 11 (1985) 385-389
145. Wolter H, Storch W: The influence of molekular strukture on the properties of inorganic- organic copolymers. *Polymer Adv Tech* (1993) abstract 216

146. Wolter H, Storch W, Ott H: New inorganic/ organic copolymers (ORMOCER) for dental application. *Mat Res Soc Symp* 346 (1994) 143-149
147. Yamaguchi J: Study of dental adhesive resin containing phosphoric acid methacrylate monomer. *J Jpn Dent Mater* 5 (1986) 144-154
148. Yoshida K, Kamada K, Tanagawa M, Atsuta M: Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal. *J Prosthet Dent* 75 (1996) 254-261
149. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH: Regional strength of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 75 (1996) 1404-1413

## 8 THESEN

1. Durch den wachsenden Anteil der Patienten, die Amalgam aufgrund toxikologischer, allergologischer, ästhetischer und ökologischer Bedenken ablehnen, besteht die Notwendigkeit, kostengünstige, direkt applizierbare und zahnfarbene Materialalternativen für die definitive Versorgung im Seitenzahnbereich zu entwickeln.
2. Das Hauptproblem in der adhäsiven Füllungstherapie stellt der Verbund zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Kunststoff dar. Dies erforderte die Entwicklung von Dentinhaftvermittlersystemen mit amphiphilen Eigenschaften, die in der Lage sind, einen klinisch dauerhaften Komposit-Dentin-Verbund zu gewährleisten.
3. Die Dentinperfusion und die Entstehung der Schmierschicht nach mechanischer Oberflächenbearbeitung sind zwei limitierende Faktoren für die Qualität und Dauerhaftigkeit des Komposit-Dentin-Verbundes.
4. Die modernen Hybridkomposite schrumpfen bei Polymerisation um 2-4Vol%. Das Problem der Polymerisationsschrumpfung der Kunststoffe kann demnach als nicht gelöst betrachtet werden. Die dabei auf den Komposit-Dentin-Verbund wirkenden Kräfte sind für das Auftreten klinischer Misserfolge von essentieller Bedeutung.
5. Die vom Fraunhofer Institut für Silikatforschung in Würzburg entwickelte Materialklasse der Ormocere<sup>®</sup> kommen seit 1998 in der zahnärztlichen Füllungstherapie zur Anwendung. Es handelt sich hierbei um anorganisch-organische Copolymere, welche die strukturbedingte Möglichkeit besitzen, in ihren physikalisch-chemischen Eigenschaften universell einstellbar zu sein.
6. Die im Füllstoffgehalt herabgesetzten, fließfähigen Füllungskunststoffe sind in der Lage, durch ihre günstigeren Benetzungseigenschaften und die erhöhte Elastizität die teilweise Reduktion der auftretenden Schrumpfkkräfte zu ermöglichen. Sie können daher möglicherweise als stressbrechende Schicht zwischen Adhäsiv und hochviskösem Füllungsmaterial eingesetzt werden.

7. Ziel dieser Arbeit war es, die Dentinhaftung verschiedener Materialsysteme, bestehend aus einem hochviskösen und dem entsprechenden niedrigviskösen Füllungsmaterial sowie dem zugehörigen Haftvermittlersystem, an menschlichen Zähnen *in vitro* zu untersuchen.
8. Aus den insgesamt 90 kariesfreien, menschlichen Weisheitszähnen wurden in Gruppen zu je 10 Zähnen in den verschiedenen Verarbeitungsmodi Zugproben hergestellt. In der quantitativen Untersuchung wurde mit Hilfe eines axialen Zugversuches die Haftkraft bestimmt und anschließend statistisch ausgewertet.
9. In der qualitativen Untersuchung am Rasterelektronenmikroskop erfolgte die Beurteilung der Versuchsproben in Bezug auf das Penetrationsvermögen des Haftvermittlers und die im Zugversuch entstandenen Frakturmodi.
10. Die Ergebnisse des Zugversuches zeigten, dass die kombinierte Verarbeitung mit Flow-Materialien bei den Produktgruppen Excite<sup>®</sup>/Tetric<sup>®</sup> und Admira<sup>®</sup> zu einer Erhöhung der erzielten Werte der Haftkraft führt. In den Versuchsgruppen des Definite<sup>®</sup> Multibond stellte sich die Situation entgegengesetzt dar.
11. Die qualitativen Betrachtungen des Ausprägungsgrades der Kunststoffzapfen und der Hybridschicht sowie der jeweils beobachtete Frakturmodus zeigten eine annähernde Korrelation.
12. Schlussfolgernd aus den dargestellten Ergebnissen kann die Funktion der fließfähigen Kompositmaterialien als Kompensationsfaktor für die infolge der Polymerisationsschrumpfung auftretenden Kräfte angenommen werden. In wieweit die verbesserten Benetzungseigenschaften dieser Materialien ebenfalls eine Rolle spielen, muss Ziel weiterführender Untersuchungen sein.
13. Die Anwendung der neuartigen Ormocere<sup>®</sup> und der dazugehörigen Haftvermittlersysteme führte zu vielversprechenden Ergebnissen, die jedoch wegen der bisher kaum verfügbaren Vergleichsstudien kritisch betrachtet werden müssen. Weiterführende Untersuchungen sind in diesem Punkt unverzichtbar.

## LEBENS LAUF

### Angaben zur Person

Name: Kozlowski  
Vorname: Adrian  
Geburtsdatum/-ort: 11.06.1971/ Halle (Saale)  
Familienstand: ledig

### Schulbildung

09 / 1977 – 07 / 1987 Polytechnische Oberschule „W. Koenen“ in Halle (Saale)  
09 / 1987 – 07 / 1989 Erweiterte Oberschule „Th. Müntzer“ in Halle (Saale)  
07 / 1989 Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

### Vorpraktikum

09 / 1989 – 09 / 1991 Vorpraktikum als pflegerische Hilfskraft am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

### Studium

10 / 1991 – 10 / 1996 Zahnmedizinstudium am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
10 / 1996 Staatsexamen  
11 / 1996 Approbation als Zahnarzt

### Berufstätigkeit

Seit 02 / 1997 Wissenschaftlicher Mitarbeiter der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg



## Selbständigkeitserklärung

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig, ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe.

Halle, November 2001

Adrian Kozlowski

## Publikationen von Ergebnissen dieser Arbeit

1. Gernhardt CR, Kozlowski A, Bekes K, Hicyilmaz S, Schaller HG:  
Tensile bond strength of two adhesive systems in combination with flowable composites  
Accepted for presentation at the IADR/AADR/CADR 80th General Session  
(March 6-9, 2002) San Diego, California, USA.
2. Gernhardt CR, Kozlowski A, Bekes K, Hicyilmaz S, Schaller HG: Tensile bond strength of two adhesive systems in combination with flowable composites. J Dent Res IADR Abstract 446 (im Druck)

## Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, dass ich bisher keine Promotionsversuche unternommen habe. Weder diese noch eine andere Dissertation wurde von mir im Inland oder Ausland einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Halle, November 2001

Adrian Kozlowski

## Danksagung

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. dent. H.G. Schaller möchte ich herzlich für die Überlassung des interessanten Themas und die Unterstützung bei der Anfertigung der Arbeit danken.

Herzlich bedanken möchte ich mich bei Prof. Dr. rer. nat. A. Stiefel für die Unterstützung bei der Arbeit am Rasterelektronenmikroskop und Herrn Dipl. Ing. H. Mähl für die hervorragende technische Betreuung.

Mein Dank gilt Herrn Dr. med. dent. Ch. Gernhardt für die Beratung in Fragen des Studiendesigns und Frau Dr. med. dent. K. Eppendorf für die Beratung bei der Literaturbeschaffung.

Ganz herzlich möchte ich mich bei meiner Partnerin C. Schubert, meinen Mitarbeitern und Freunden für moralische Unterstützung bedanken.