

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
des Universitätsklinikums Halle (Saale)
Direktor: Univ.-Prof. Dr. H.-G. Schaller

**Der Dentinverbund von drei unterschiedlichen Adhäsivsystemen
bei Zugbelastung unter Berücksichtigung der Dentinpermeabilität.
Eine in vitro Untersuchung.**

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

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Elke Kleebaum
geboren am 23.01.1973 in Dülmen

Gutachter: 1. Prof. Dr. Schaller
2. Prof. Dr. Dr. Fuhrmann
3. Prof. Dr. Hellwig (Freiburg)

02.02.2010

13.10.2010

Für Michael

Referat

Zielstellung der vorliegenden in vitro Studie ist es Haftfestigkeiten für Dentinadhäsive unter Simulation physiologischer Bedingungen zu ermitteln. Welche Ergebnisse sind für die untersuchten Dentinhaftvermittlern Excite, Clearfil New Bond und AdheSE zu erwarten, und welche Schlussfolgerungen sind daraus zu ziehen.

120 Weisheitszähne wurden unter standardisierten Bedingungen präpariert, so dass kariesfreie Dentinproben menschlichen Ursprungs für die Versuchsreihen bereit standen. Die Dentinadhäsive wurden in 10 Proben bei jeweils 4 unterschiedlichen Durchmessern untersucht. Somit war die Gesamtzahl der Proben 120, je 40 pro Adhäsiv. Die präparierten Dentinscheiben wurden in eine Vorrichtung eingespannt, und unter Simulation der Dentinperfusion mit den Adhäsiven, entsprechend den Angaben der Hersteller, vorbehandelt. Ein mit Kunststoff gefüllter Metallring wurde 15 min nach der Lichtpolymerisation mittels einer Kette von der Dentinprobe abgezogen. Mit Hilfe einer Universalprüfmaschine wurde die benötigte Kraft in N gemessen. Entsprechend der Formel $Z = F/A$ wurden dann die Werte für die Zugfestigkeit berechnet, um eine quantitative Aussage zu treffen. Der Wert der mittleren Zugfestigkeit war bei AdheSE, 4mm, mit 1,30 MPa am geringsten. Am höchsten war der Mittelwert bei Excite mit 16,20 MPa bei 1mm.

Die entsprechend der „Total-etch Technik“ verarbeiteten Adhäsive, Excite und Clearfil New Bond, erzielten insgesamt höhere Zughaftfestigkeiten als das selbstkonditionierende Präparat AdheSE.

Für die untersuchten Adhäsive ergaben sich die höchsten Zugfestigkeiten bei kleinem Durchmesser, und umgekehrt die geringsten Werte in MPa bei dem größten Durchmesser. Die Größe der behandelten Dentineoberfläche hat einen Einfluß auf die Zugfestigkeiten von allen hier getesteten Adhäsivsystemen.

Weiterführende Untersuchungen die sich mit diesen Erkenntnissen befassen sind nötig, um mögliche Konsequenzen für die Praxis zu verifizieren.

Kleerbaum, Elke: Der Dentinverbund von drei unterschiedlichen Adhäsivsystemen bei Zugbelastung unter Berücksichtigung der Dentinpermeabilität. Eine in vitro Untersuchung. Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 63 Seiten, 2010

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung

1.1	Total-etch vs selbstkonditionierende Adhäsive	1
-----	-----------------------------------------------	---

2 Literaturübersicht

2.1	Dentin	3
2.1.1	Chemie und Morphologie	3
2.1.2	Smear Layer und Permeabilität	4
2.2	Adhäsivsysteme	5
2.2.1	Dentinvorbehandlung	6
2.2.2	Haftmechanismen und Wirkungsweise	8
2.3	Permeabilität und Dentinhaftung	10
2.4	Simulation physiologischer Verhältnisse	11
2.5	Komposit	12
2.6	Ziel der Untersuchung	14

3 Material und Methode

3.1	Material	
3.1.1	Zähne, Lagerung, Spüllösungen	15
3.1.2	Ätzel	15
3.1.3	verwendete Adhäsive	15
3.1.4	Komposit	17
3.2	Methode	
3.2.1	Prüfkörperherstellung	18
3.2.2	Simulation der Dentinperfusion	19
3.2.3	Verarbeitung der Adhäsive	19
3.2.4	Bestimmung der Zugfestigkeit	21
3.2.5	Quantitative Analyse	23
3.2.6	Statistik	24

4 Ergebnisse und Statistik	
4.1 Ergebnisse	25
4.1.1 Quantitative Analyse	29
4.2 Statistische Auswertung	31
5 Diskussion	
5.1 Diskussion Methode	32
5.2 Diskussion Ergebnisse und Statistik	40
6 Schlussfolgerungen und Ausblicke	45
7 Zusammenfassung	47
8 Literaturverzeichnis	48
9 Thesen	62

Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

Abb.	Abbildung
Bis-GMA	Bisphenol-A-diglycidylmethacrylat
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
DGZ	Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
et al.	et alii
Gew.-%	Gewichtsprozent
h	Stunden
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
H ₂ O	Wasser
MDP	10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat
µm	Mikrometer
min	Minuten
ml/min	Milliliter/Minute
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
mW/mm ²	Milliwatt/Quadratmillimeter
N	Newton
nm	Nanometer
Sek.	Sekunden
vs	versus
Vol.-%	Volumenprozent

1 Einleitung

1.1 Total-etch vs selbstkonditionierende Adhäsive

Die Adhäsive sind in der täglichen Praxis von zentraler Bedeutung. Für die Füllungstherapie wird im Zuge des minimalinvasiven Vorgehens auf die extensive Präparation verzichtet, und entsprechend kann die Restzahnschubstanz geschont werden (Klaiber 1998, Peters und Mc Lean 2001, Ibarra und Geurtsen 2004). In den letzten Jahren hat sich die Indikation für Komposit und somit auch die Indikation zur Anwendung der Adhäsive erweitert. So konnte nachweislich in vitro auch in approximal dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten eine belastungsstabile marginale Adaptation von Komposit erzielt werden (Hannig und Bott 2000). Man differenziert kavitätenbezogene Restaurationen und kavitätenunabhängige Restaurationen zur Zahnumformung bzw. Formkorrektur (Heidemann et al. 2003). Dieses somit große Spektrum für den Gebrauch von Adhäsiven setzt eine erfolgreiche Anwendung in der Praxis voraus.

Wegen des Fehlens geeigneter Dentinkleber wurde noch bis Ende der 80er Jahre die Empfehlung gegeben Dentin mit einer Unterfüllung abzudecken (Nolden 1985). Die routinemäßige Anwendung der Dentinadhäsive hatte sich trotz der bis dahin erzielten Erfolge in der Praxis noch nicht etabliert (Geurtsen 1989).

Die Erforschung der „Total-etch Technik“ begann mit der Erkenntnis, dass auch die Ätzung von Dentin einen positiven Effekt auf den Haftverbund hatte (Fusayama et al. 1979).

In den 80er Jahren wurden bei Studien erstmals Zugfestigkeiten von 18 MPa auf geätztem Dentin erreicht (Nakabayashi et al. 1982). Eine simultane Ätzung von Schmelz und Dentin führte bei Untersuchungen von Gwinnett (1992) zu einer besseren Randdichte von Füllungen. Die Anwendung dieser Technik führte in zahlreichen Studien zur Optimierung der Wirksamkeit bestimmter Dentinadhäsive.

Heute gibt es zahlreiche auf dem Markt erhältliche Adhäsivsysteme, die entsprechend eine Vorbehandlung des Dentins, im Sinne der „Total-etch Technik“, erfordern. Ebenfalls sind Adhäsive erhältlich, die man als selbstkonditionierend bezeichnet (Inoue et al. 2001, Freedman und Leinfelder 2003).

Die sogenannte „Total-etch Technik“ beinhaltet neben der Schmelzätzung auch eine Dentinätzung mit 20-37 %iger Phosphorsäure für 15-20 Sek. (Hellwig et al. 2003), die zu einer vollständigen Entfernung des Smear Layers führt. Die Oberfläche muss nach dem Anätzen feucht belassen werden .

Es konnten nachweislich höhere Haftfestigkeiten mit dem Konzept des „Wet-bonding“ erzielt werden, als auf trockenem Dentin (Kanca 1992a, Kulton et al. 1996).

Die nach der Konditionierung folgende Applikation eines hydrophilen Primers ermöglicht dann eine Infiltration in das Kollagenetzwerk des Dentins und die Ausbildung einer Hybridschicht (Van Meerbeek et al. 1992). Im Anschluß wird das Adhäsiv aufgetragen.

Ein Problem der Dentinkonditionierung mit Phosphorsäure ist die Gefahr der Pulpenirritation durch die direkte Applikation der Säure auf das Dentin (Retief et al. 1974, Pashley 1992).

Selbstkonditionierende, selbstprimende Adhäsive wurden im Jahr 2000 eingeführt (Kugel und Ferrari 2000). Die Konditionierung von Schmelz und Dentin im Sinne einer Säureätzung ist vor der Anwendung entsprechender Adhäsivsysteme nicht erforderlich (Hellwig et al. 2003). Diese sogenannten Condiprimer-Adhäsive sind Primer-Adhäsive, die aufgrund ihrer Azidität der Monomere selbst konditionierende Eigenschaften besitzen (Haller und Fritzenschaft 1999).

In einigen Studien wurden in vitro Total-etch Systeme und selbstkonditionierende Adhäsive im direkten Vergleich unter Berücksichtigung verschiedener Parameter getestet (Oliveira et al. 2003, Yesilyurt und Bulucu 2006).

So ist man heute immer noch auf der Suche nach dem idealen Adhäsiv. Es sollte biokompatibel sein, anzuwenden gleichermaßen auf Schmelz und Dentin. Es sollte eine ausreichende Haftfestigkeit aufweisen, um in vivo den Kaukräften zu widerstehen. Und es sollte widerstandsfähig gegen die oralen Gegebenheiten sein, und ebenfalls einfach in der Handhabung (Kugel und Ferrari 2000, Freedman und Leinfelder 2003).

Für in vitro ermittelte Ergebnisse zahlreicher Adhäsive steht noch eine Bestätigung der Leistungsfähigkeit in vivo aus. Dies wird sich aber nur mit Hilfe klinischer Langzeitstudien klären lassen.

2 Literaturübersicht

2.1 Dentin

Dentin ist ein komplexes, lebendes Gewebe. Es ist mesenchymaler Genese und wird von Odontoblasten gebildet. Im Gegensatz zum Zahnschmelz ist es regenerationsfähig.

Nach dem Zeitpunkt der Bildung unterscheidet man Primärdentin, Sekundärdentin und Tertiärdentin (Hellwig et al. 2003).

Primärdentin entsteht bei der Zahnentwicklung und Sekundärdentin in der Gebrauchsperiode. Tertiärdentin hingegen, welches auch als Reizdentin oder irreguläres Dentin bezeichnet wird, bildet sich durch lokale Stimuli, wie z.B. Entzündungen.

Das Dentin umschließt die Pulpa, wird koronal vom Schmelz und im Wurzelbereich vom Zement überzogen (Schröder 1992).

Kennzeichnend für die Struktur des Dentins sind die Dentinkanälchen (Dentintubuli).

2.1.1 Chemie und Morphologie

Dentin ist ein mineralisiertes Hartgewebe und ähnelt in seiner Zusammensetzung der des Knochens. Es besteht zu 70 Gew.% aus anorganischem und zu 20 Gew.% aus organischem Material. Der Rest ist Wasser (Hellwig et al. 2003).

Die anorganischen Bestandteile des Dentins sind zum Großteil Hydroxylapatitkristalle, die jedoch kleiner sind als im Schmelz. Sie bestehen aus Phosphat und Kalzium, die in ihrem Verhältnis zueinander und in ihrer Dichte mit zunehmendem Alter konstant bleiben (Bhussry und Hess 1963). Daneben finden sich im Dentin aber auch verschiedene Spurenelemente.

Die organische Matrix des Dentins ist zu 91-92% aus Kollagen, und zu 8-9% aus nichtkollagener Grundsubstanz (Schröder 1992).

Dentin ist hochelastisch und verformbar. Es ist weniger stark mineralisiert als Schmelz. Da Dentin sehr „porös“ ist, weist es eine wesentlich höhere Permeabilität als Schmelz auf (Hellwig et al. 2003).

Das Dentin wird von einem Röhrenchensystem, den Dentinkanälchen (Tubuli), durchzogen (Thomas 1985). Das Dentin unmittelbar um die Tubuli wird als peritubuläres Dentin, das Dentin zwischen den Tubuli wird als intertubuläres Dentin bezeichnet, wobei intertubuläres Dentin weniger dicht mineralisiert ist. Im koronalen und radikulären Bereich finden sich regionale Unterschiede bezüglich des Mineralisierungsgrades und der Zusammensetzung von Calcium, Phosphat und Magnesium (Miller et al. 1971).

Die Tubuli sind radiär angeordnet, und weisen Verästelungen auf, die sich umgekehrt proportional zur Tubulidichte verhalten (Mjör und Nordahl 1996). Odontoblasten, die entlang der pulpalen Dentinoberfläche angeordnet sind, positionieren jeweils einen Zellfortsatz in ein Tubuluslumen (Frank 1966). Die Tubuli sind gefüllt mit einer Flüssigkeit, die als Dentinliquor bezeichnet wird. Durch die angrenzende Pulpa entsteht unter physiologischen Bedingungen eine Flüssigkeitssäule, die unter einem Druck von 30 cm Wassersäule steht (Stenvik et al. 1972, Pashley et al. 1981b).

Dichte und Durchmesser der Dentinkanälchen nehmen zur Pulpa hin zu (Garberoglio und Brannström 1976). Die Anzahl der Tubuli pro Fläche ist im pulpalen Dentin viermal so hoch wie im peripheren Dentin (Schröder 1992). Die Zahl der Dentinkanälchen pro Flächeneinheit bleibt während des ganzen Lebens konstant (Ketterl 1961). Mit zunehmendem Alter kommt es zu einer kontinuierlichen Verengung des Lumens der Dentinkanälchen (Nalbandian 1959), und ebenfalls zu einer Reduktion der peritubulären Flüssigkeit (Ketterl 1983).

2.1.2 Smear Layer und Permeabilität

Bei der Präparation von Zähnen bildet sich auf der Dentinoberfläche eine Schmierschicht, der sogenannte „smear layer“ (Gwinnett 1984). Dieser besteht aus zertrümmerten, zusammengepressten Dentinteilchen (Pashley et al. 1988), vermischt mit Bakterien und Speichel. Die aus Zahnstruktur bestehenden Partikel variieren in ihrer Größe zwischen 0,5 und 15 μm (Eick et al 1970). Die Schmierschicht ist zwischen 2-5 μm dick und nicht mit Wasserspray oder Wattepellets zu entfernen (Brännström und Johnson 1974).

Der Smear Layer verhindert ein Austreten des Dentinliquors durch den Verschluss der Dentintubuli und führt somit zu einer Reduzierung der Dentinpermeabilität (Boyer und Svare 1981; Hansen et al. 1992). In Anwesenheit des Smear Layers liegt eine Reduktion der Permeabilität von 35% vor (Dippel et al. 1984). Somit ist auch die Dentinsensibilität erniedrigt, indem der Smear Layer die Flüssigkeitsbewegungen in den Dentintubuli limitiert (Pashley 1984).

Er verhindert jedoch andererseits eine feste mikromechanische Verbindung mit dem Dentin (Fusayama et al. 1979). Die Schmierschicht fungiert auch als Schutzschicht, weil sie das Eindringen von Bakterien in die Dentintubuli verhindert (Vojinović et al. 1973). Durch das Vorkommen von Bakterien in der Schmierschicht ist aber diese selbst als Quelle für Pulpenirritationen zu benennen (Bergenholtz et al. 1982).

Das Ätzen des Dentins mit Säuren öffnet durch die Demineralisation die Tubuli und vergrößert das Lumen (Brännström und Johnson 1974). Es kommt zu einem vermehrten Ausfluß des Dentinliquors (Reeder et al. 1978; Pashley et al. 1981a; Hansen et al. 1992).

2.2 Adhäsivsysteme

Die Dentinoberfläche ist durch den nach außen gerichteten Fluß des Dentinliquors in vivo hydrophil, und schwer zu trocknen (Nordenvall 1978). Das Komposit hingegen ist hydrophob.

Es wurden Dentinhaftvermittler entwickelt, mit dem Ziel, einen dauerhaften Verbund zwischen dem hydrophoben Komposit und dem feuchten Dentin möglich zu machen. Dentinhaftvermittler sind Monomersysteme mit amphiphilen Eigenschaften. Ein modernes Adhäsivsystem besteht aus einem Konditionierer (Säuren, Komplexbildner), einem Primer (hydrophiles Monomer in einem Lösungsmittel) und einem Adhäsiv (verschiedene Monomere) (Swift und Pereira 2000; Hellwig et al. 2003).

2.2.1 Dentinvorbehandlung

Der Smear Layer erschwert den Dentin-Komposit Verbund (Pashley 1984), und kann nicht mechanisch, jedoch durch chemische Vorbehandlung entfernt werden (Berry et al. 1987).

Es gibt unterschiedliche Strategien die Schmierschicht für die Haftung zum Dentin vorzubehandeln (van Meerbeek et al. 1992):

1. Erhaltung der Schmierschicht und Imprägnierung mit Kunststoff
2. Auflösung der Schmierschicht
 - a) Vollständige Entfernung durch Konditionierung
 - b) Wiederausfällung der gelösten Schmierschicht

Ein fester und beständiger Haftverbund kann am ehesten durch eine Auflösung der Schmierschicht erzielt werden (Blunck und Haller 1999).

Bei gebräuchlichen Dentinadhäsiven wird das Dentin mit Säuren und gegebenenfalls EDTA konditioniert (Hellwig et al. 2003).

EDTA hat einen weniger stark ätzenden Effekt auf die Dentinoberfläche als Säuren, kann aber auch die Schmierschicht auflösen (Jodaikin und Austin 1981).

Man kann zwischen der Konditionierung mit Säuren nach dem Total-etch Verfahren, und der Konditionierung mit sauren Bestandteilen, die z.B. in selbstkonditionierenden Primern enthalten sind, unterscheiden.

Konditionierung des Dentins mit Säuren nach dem Prinzip der Total-etch Technik

Hierfür können Zitronensäure (10%ig), Phosphorsäure (10-40%ig), Salpetersäure (4%ig) und Maleinsäure (2-4 %ig) verwendet werden (Hellwig et al.2003). Diese werden nach einer bestimmten Einwirkzeit von der Dentinoberfläche mit Wasserspray entfernt.

Generell kommt es bei dieser Art der Dentinvorbehandlung zu einer Auflösung der Schmierschicht, das darunterliegende intertubuläre Dentin, und eventuell auch das peritubuläre Dentin werden demineralisiert. Dabei wird durch die Demineralisation des intertubulären Dentins ein Kollagengeflecht freigelegt, mit Lücken von 10-30 nm, die im Wesentlichen von Wasser offengehalten werden (Pashley et al. 1994).

Zu trockene Verhältnisse können zu einem Kollaps des Kollagennetzwerks führen, und folglich in einem schwachen Haftverbund Dentin – Komposit resultieren (Kato und Nakabayashi 1995). Bei der Konditionierung mit 10, 25 oder 32 %iger Phosphorsäure und 10%iger Maleinsäure für 15 Sek., und anschließender Entfernung mit Wasserspray für 30 Sek., löste sich die Schmierschicht auf, und die Dentintubuli wurden freigelegt (Kugel et al. 1993). Es zeigte sich, dass die Konditionierung des Dentins mit Säuren die Penetration der im Anschluß aufgetragenen Monomere in die Dentintubuli in vitro vereinfachte (Gwinnett 1977). Untersuchungen von Schaller und Götze (1993) ergaben, dass es mit der Eröffnung der Dentintubuli gleichzeitig auch zu einer Erhöhung der Permeabilität kam. Smear Layer, die man mit 35%iger Phosphorsäure vorbehandelte, wurden komplett entfernt, und wiesen eine 100%ige Eröffnung der Tubuli auf (Oliveira et al. 2003).

Um Pulpenirritationen zu vermeiden, sollte eine Dentinätzung mit Phosphorsäure die Dauer von 15 Sek. nicht überschreiten. Eine zu kurze Ätzdauer führt hingegen zu einer ungenügenden Schmierschichtentfernung, was ein Eindringen der Monomere erschwert. Die Demineralisationstiefe betrug bei Untersuchungen von Van Meerbeek et al. (1992) je nach Konditionierungsmittel 0,1-7,5 µm. Das Ausmaß der Demineralisation hatte aber nicht zwingend einen Einfluß auf die ermittelten Haftfestigkeiten (Gwinnett 1994).

Dentinkonditionierung mit selbstkonditionierenden Primern, bzw. Primer-Adhäsiven.

Bei dieser Form der Vorbehandlung wird auf eine Dentinätzung mit Phosphorsäure verzichtet. Die saure Komponente ist bereits im Primer enthalten, und erfordert keine separate Applikation.

Durch den Zusatz von Maleinsäure, Polyacrylsäure mit Methacrylat-Gruppen oder sauren Monomeren wird die Azidität von Dentinprimern und Primer-Adhäsiven erhöht (Blunck und Haller 1999).

So kommt es zu einer Auflösung der Schmierschicht. Das Dentin wird oberflächlich demineralisiert und legt das Kollagen frei. Die sauren Bestandteile werden nicht abgesprüht, sondern mit einem Luftbläser eingetrocknet.

Entsprechend der erreichten Demineralisationstiefe können die im Primer enthaltenen hydrophilen Monomere (z.B. HEMA) direkt infiltrieren. Es entsteht kein ungeschütztes Kollagengeflecht. Nach Trocknen des Primers fällt die Schmierschicht partiell wieder aus.

In neueren Untersuchungen wurde dargelegt, dass der Ätzvorgang, hervorgerufen durch die nicht von der Zahnoberfläche abgesprühten sauren Bestandteile in den selbstätzenden Primern, durch drei Mechanismen gestoppt wird (Oliveira et al. 2004):

1. Die ätzende Komponente wird im Rahmen der Reaktion mit Calcium zunächst neutralisiert.
2. Nach der Verdunstung des Lösungsmittels, steigt die Viskosität des Primers an, und reduziert die Diffusion der Monomere.
3. Die Polymerisation reduziert die Konzentration der freien sauren Monomere.

Mit den Variablen, Konzentration der zur Konditionierung verwendeten Säure, und Einwirkzeit, kann man das Ausmaß der Demineralisation auf die Dentinstruktur beeinflussen (Ikami et al. 1993; Tay und Pashley 2001; Oliveira et al. 2004). Zu Bedenken bleibt aber immer die Gefahr der Pulpenirritation.

Die Dentinätzung mit 6%iger Zitronensäure führte zu einer oberflächlichen Entfernung des Smear Layers bei 15 s Einwirkzeit, bis zu einer fast kompletten Schmierschichtentfernung bei 60 s (Pashley et al. 1981a).

Bei Dentinätzung mit 50 %iger Zitronensäure für 60 s kam es zur Öffnung und Weitung der Dentintubuli von 1-2 μm auf 3-5 μm (Brännström und Johnson 1974).

Eine Verdopplung der Ätzzeit führte zu einer 32 fachen Erhöhung der Filtrationsrate bezüglich der Dentinpermeabilität (Reeder et al. 1978).

Ziel jeglicher Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz ist es eine möglichst große, retentive und benetzbare Haftfläche sicherzustellen (Blunck und Haller 1999).

2.2.2 Haftmechanismen und Wirkungsweise

Auf Dentin ist durch die Säurebehandlung kein retentives Ätzmuster vergleichbar mit dem der Schmelzätzung zu erreichen. Aufgrund chemischer und struktureller Unterschiede zum Schmelz wurden Dentinhaftvermittler entwickelt, um das hydrophile Dentin mit dem hydrophoben Komposit zu verbinden.

Um einen solchen Haftverbund zu erreichen wird grundsätzlich einem einheitlichen Muster gefolgt (Schaller 1999):

- Auflösung oder Präzipitation der Schmierschicht und Demineralisation des Dentins
- Benetzung des freigelegten Dentins und der Kollagenfasern mit hydrophilen Monomeren
- Infiltration des Kollagengeflechts und der Tubuli mit Monomeren
- Polymerisation dieser Haftverbundschicht

Nach dem Eindringen von Monomeren in das demineralisierte Dentin entsteht eine Hybridschicht, die aus hydrophilen Monomeren und Kollagen besteht. Es kommt zu einer mikromechanischen Verankerung (Nakabayashi et al. 1982). Die Hybridschicht bei den „self-etching primer systems“ beinhaltet die Schmierschicht und die darunterliegende Dentinmatrix (Swift und Pereira 2000).

Es zeigte sich bei säurebehandelten Dentinoberflächen eine Infiltration in intertubuläres Dentin genauso wie eine Penetration in die eröffneten Dentintubuli (Gwinnett 1993).

So bildeten sich neben der Hybridschicht adhäsive Tags, und adhäsive laterale Verzweigungen, die sich ohne entsprechende Konditionierung nicht ausbildeten (Ferrari et al. 1997). Das sich ausbildende Netzwerk von adhäsiven Tags entstand in Abhängigkeit vom verwendeten Dentinadhäsiv (Chappell et al. 1994).

Nach Van Meerbeek et al. (1992) beruht der adhäsive Verbund am Dentin im Wesentlichen auf einer optimierten Penetration von Monomeren in die Schmierschicht, beziehungsweise in das strukturierte Dentin mit Bildung einer „Kunststoff-Dentin-Interdiffusionszone“.

Gwinnett (1993) kam zu dem Ergebnis, dass ungefähr 1/3 der Scherhaftfestigkeiten auf Dentin auf die Infiltration der Monomere zurückzuführen ist. Die Hälfte der erreichten Haftfestigkeiten durch das Eindringen der Monomere, kann der tubulären Penetration, und die verbleibende Hälfte der Hybridisierung oder Infiltration in die intertubuläre Dentinmatrix zugeschrieben werden (Gwinnett 1993).

Neben dem physikalischen wird auch der chemische Haftungsmechanismus diskutiert.

Ob es zur Ausbildung einer chemischen Verbindung zum Dentin kommt war nach Untersuchungen von Van Meerbeek et al. (1992) noch eine offene Frage. So wird heute der chemische Verbund zum Dentin als eher unbedeutend eingestuft.

2.3 Permeabilität und Dentinhaftung

Die Vorbehandlung des in vivo ohnehin hydrophilen Dentins mit Säuren oder Komplexbildnern führt zu einer Erhöhung der Permeabilität. Werden anschließend Dentinhaftvermittler auf das Dentin aufgetragen, so kommt es zu einer Permeabilitätsniedrigung (Schaller und Götze 1993; Grégoire et al. 2003). Die Feuchtigkeit des Dentins ist extrem wichtig wenn Haftfestigkeiten gemessen werden, insbesondere wenn Adhäsivsysteme in vitro getestet werden, mit der Intention, die in vivo Situation zu simulieren (Pashley 1991). Man differenziert zwischen interner und externer „Dentinnässe“. Die interne Feuchtigkeit steht im direkten Zusammenhang mit der Dentinpermeabilität und dem positiven pulpalen Druck in den Dentintubuli (Van Meerbeek et al. 1998). So wurde in vielen Studien ein künstlicher hydrostatischer Druck angelegt, was in vitro die Feuchtigkeit des Dentins erhöhte.

Untersuchungen mit Scotchbond 2, einem Vertreter der dritten Generation, ergaben unter Simulation des pulpalen Druckes, eine Absenkung der Haftfestigkeiten (Andreas et al. 1989; Prati et al. 1991; Elhabashy et al. 1993). Elhabashy schlußfolgerte, dass die Dentinpermeabilität nachteilig die Haftfestigkeiten von physiologisch hydratisiertem Dentin beeinflusst. Quist und Quist (1987) begründeten die in einigen Studien in vitro gemessenen hohen Haftkräfte auf Dentin damit, dass bei diesen Untersuchungen die Simulation des physiologischen Dentinliquorflusses ausblieb. Je höher die Werte für die Dentinpermeabilität waren, umso niedriger war die in vitro registrierte Zugfestigkeit.

Dies war jedoch bei Untersuchungen von Schaller et al. (1994) statistisch nicht signifikant.

Mit steigender Dentinpermeabilität nahm beispielsweise die Haftfestigkeit von Superbond C & B ab. Keine Korrelation zwischen Dentinhaftfestigkeit und Permeabilität war hingegen im Fall von Scotchbond und Clearfil New Bond zu beobachten (Tagami et al. 1990).

Davidson et al. (1993) hatten sich zum Ziel gesetzt, Scherhaftfestigkeiten mit und ohne tubulären hydrostatischen Druck zu messen. Es ergab sich für einige der getesteten Adhäsive keine Auswirkung auf die Ergebnisse, andere resultierten in einem Abfall der Scherhaftfestigkeiten bei Simulation der Dentinperfusion.

Hohe Haftfestigkeiten unter feuchten Bedingungen wurden als Qualitätsmerkmal eines Adhäsivsystems gewertet (Davidson et al. 1993).

2.4 Simulation physiologischer Verhältnisse

In vivo Bedingungen für Untersuchungen von Adhäsiven können in vitro simuliert werden (Pashley 1991), um somit die klinische Relevanz von Studien zu fördern, da die Simulation der Dentinperfusion sich nachteilig auf die in vitro ermittelten Haftfestigkeiten auswirkt (Elhabashy et al. 1993, Friedl et al. 2000). Umgekehrt haben verschiedene Dentinadhäsive einen unterschiedlichen Effekt auf die Dentinpermeabilität, entsprechend einem Anstieg oder einer Reduktion der Permeabilität (Hansen et al. 1992).

In der Literatur sind verschiedene Flüssigkeiten zur Simulation der Dentinperfusion herangezogen worden. Dazu gehören beispielsweise Wasser (Elhabashy et al. 1993, Özok et al. 2002), physiologische Kochsalzlösung (Prati et al. 1991, Paul und Schärer 1993), menschliches Plasma (Andreas et al. 1989, Gernhardt et al. 2005), und auch Flüssigkeiten tierischen Ursprungs (Augustin et al. 1998). Tatsache ist, dass in vitro Untersuchungen gezeigt haben, dass die Auswahl des Perfusionsmediums einen Einfluß auf gemessene Haftfestigkeiten hat. So stellten sich Augustin et al. (1998) die Frage, welches der von ihnen untersuchten Perfusionsmedien geeigneter ist, um in vivo Bedingungen zu simulieren.

So scheinen aufgrund dieser Erkenntnisse die Auswahlkriterien für Perfusionsmedien wie, gut erhältlich, billig in der Anschaffung und eine niedrige Viskosität, die eine Durchdringung der Dentinkanälchen gewährleistet, nicht mehr ausreichend.

In zahlreichen Studien wurde der Pulpendruck imitiert. Dieser wird mit 15-33 cm H₂O angegeben (Pashley 1995). Es wurden aber auch Drücke in Höhe von 34-40 cm H₂O simuliert (Therkla 1987, Andreas et al. 1989, Mitchem und Gronas 1986, Prati und Pashley 1992).

2.5 Komposit

Die Kompositkunststoffe gehören zu den zahnfarbenen Materialien. Es handelt sich um plastische Füllungwerkstoffe, die nach Einbringen in eine Kavität chemisch oder durch Energiezufuhr aushärten (Hellwig et al. 2003). Die Lichtpolymerisation hat sich bei Komposits gegenüber der chemischen Härtung durchgesetzt (Lutz et al. 1992a).

Folgende Komponenten kennzeichnen Füllungskunststoffe:

- Monomere
- Katalysatoren
- Inhibitoren
- Füllstoffe
- Pigmente

Die Mehrheit der Kunststoffmonomere basiert auf dem von Bowen entwickelten sogenannten Bis-GMA-Molekül (Bowen 1962).

Die Katalysatoren werden zum Starten der Polymerisationsreaktion benötigt. Vor allem bei den chemisch härtenden Kunststoffen dienen die Inhibitoren zur Hemmung einer verfrühten Polymerisation. Bei der Polymerisationsschrumpfung, der Abrasionsfestigkeit und der Polierbarkeit der Komposits kommt den Füllstoffen eine besondere Bedeutung zu.

So werden die Komposits nach der Korngröße ihrer Füllstoffe in Makro-, Mini- und Mikrofüllerkomposits und Hybridkomposits eingeteilt. Die Hybridkomposits bestehen aus Makro- oder Minifüllerkomposits, denen mikrofeine Partikel zugesetzt werden (Hörsted Bindslev und Mjör 1994). Zur Farbgebung sind den Kunststoffen Pigmente hinzugefügt.

Charakteristisch ist der Abbindemechanismus, wobei sich Einzelmoleküle, die Monomere, zu einem Makromolekül, dem Polymer verketteten (Hörsted Bindslev und Mjör 1994). Die Polymerisationsreaktion wird durch Aufbrechen der Doppelbindung der Monomere gestartet, und durch eine Annäherung der Kohlenstoffatome kommt es dann zur sogenannten Polymerisationsschrumpfung (Bowen 1983).

Die Lichtpolymerisation ist ein zentraler Fertigungsschritt beim Legen einer Füllung, und ihr kommt bezüglich der Qualität und Lebensdauer der Füllung eine entscheidende Bedeutung zu (Lutz et al. 1992b). So ist die bei der Lichtpolymerisation auftretende Schrumpfung materialabhängig (Yap et al. 2003), und kann in ihrer Folge zur Ausbildung von Randspalten bei einer Füllung führen (Jørgensen et al. 1985). Neben der Polymerisationsschrumpfung spielen auch die Haftung an der Kavitätenwand und die Kriechfähigkeit des Materials während der Polymerisation eine wesentliche Rolle bei der Randspaltbildung (Soltész 1998). Moderne Kompositmaterialien besitzen eine Polymerisationsschrumpfung zwischen 1,7 und 6 Vol.-% (Hellwig et al. 2003). So können bei Füllungen Schrumpfkraft bis zu 20 MPa auftreten (Davidson et al. 1984). Beim Aushärten des Kunststoffes wird folglich die Dentinhaftung behindert, und es treten den Komposit-Dentinverbund belastende Zugspannungen auf (Haller 1994).

Die Schrumpfungsspannungen steigen mit dem Verhältnis gebundene zu freie Kompositflächen, dem sogenannten Konfigurationsfaktor (C-Faktor) an (Feilzer et al. 1987). Die Polymerisationsschrumpfung stellt somit ein großes Problem der Dentinhaftung dar (Haller 1992, Hickel et al. 1999).

Durch die sogenannte Inkrementtechnik, also eine schichtweise Einbringung kleiner Mengen an Komposit in die Kavität (Price et al. 2000, Manhart et al. 2000a) und Lichthärtung jeder einzelnen Schicht konnte die Qualität von Kompositfüllungen erhöht werden (Price et al. 2000, Manhart et al. 2000a).

2.6 Ziel der Untersuchung

Ziel der Untersuchung ist es unter Simulation physiologischer Verhältnisse die Zugfestigkeiten von drei Adhäsivsystemen zu bestimmen. Die Ermittlung der maximalen Haftkraft bietet die Möglichkeit das Leistungsvermögen der hier getesteten Adhäsive beurteilen zu können.

Bei dieser quantitativen Analyse der Dentinhaftung sollen folgende Fragestellungen berücksichtigt werden:

- Welche Faktoren beeinflussen die ermittelten Zugfestigkeiten?
- Wirkt sich die Simulation der Dentinperfusion unterschiedlich auf die verschiedenen Dentinadhäsive aus? Warum?
- Wie sind die Ergebnisse der zwei getesteten Total-etch Systeme im Vergleich zu dem selbstkonditionierenden Zweikomponenten-Adhäsiv zu beurteilen?

Durch die entsprechend dem Versuchsdesign unterschiedlich großen Dentinflächen kann ebenfalls der Einfluß dieses Parameters auf die Zugfestigkeit einerseits, und die verschiedenen Adhäsive andererseits überprüft werden.

3 Material und Methode

3.1 Material

3.1.1 Zähne, Lagerung, Spüllösungen

Für diese Untersuchung wurden 120 retinierte, menschliche Weisheitszähne verwendet, die weder Verfärbungen, noch kariöse Läsionen aufwiesen. Ebenso zeigten sie keine Extraktionsspuren. Direkt nach der operativen Entfernung und im weiteren Verlauf des Versuchs wurden die Zähne in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt.

Desweiteren wurde zur Simulation der Dentinperfusion ebenfalls physiologische Kochsalzlösung benötigt.

3.1.2 Ätzel

Für die Konditionierung der Dentinoberfläche wurde 34,6%iges Phosphorsäureätzgel Vocacid® (Fa.Voco, Cuxhafen, D) verwendet.

3.1.3 verwendete Adhäsive

Excite®

Excite ist ein Einkomponenten-Adhäsiv der Firma Ivoclar Vivadent (Ellwangen, D).

Zusammensetzung

- Phosphonsäureacrylat,
Hydroxyethylmethacrylat,
Bis-GMA, Dimethacrylat 73,6 Gew.-%
- Hochdisperses Siliziumoxid 0,5 Gew.-%
- Ethanol 25,0 Gew.-%
- Katalysatoren und Stabilisatoren 0,9 Gew.-%

Clearfil® New Bond

Clearfil New Bond ist ein selbst-härtender Haftvermittler für Zahnschmelz und Dentin, hergestellt von der Kuraray Europe GmbH.

Zusammensetzung:

Katalysator-Flüssigkeit

- Bis-GMA
- MDP
- HEMA
- Hydrophobes Dimethacrylat
- Benzoylperoxid

Universal-Flüssigkeit

- N, N'-diethanol-p-toluidin
- Natrium-benzol-sulfinat
- Ethylalkohol

AdheSE®

AdheSE ist ein selbstätzendes Zweikomponenten-Adhäsiv der Firma Ivoclar Vivadent.

Zusammensetzung:

Primer

- Phosphonsäureacrylat
- Bis-Acrylsäureamid
- Wasser
- Initiatoren und Stabilisatoren

Bonding

- Dimethacrylate
- Hydroxyethylmethacrylat
- Hochdisperses Siliciumdioxid
- Initiatoren und Stabilisatoren

3.1.4 Komposit

Tetric[®] ceram

Tetric ceram ist ein lichthärtendes Feinpartikel-Hybridkomposit der Firma Vivadent (Ellwangen, D).

Zusammensetzung:

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

3.2 Methode

3.2.1 Prüfkörperherstellung

Die Dentinproben wurden für die Versuchsdurchführung folgendermaßen präpariert.

Nach Abtrennung der Wurzel, etwa 1mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze, wurde zunächst die Kronenpulpa extirpiert. Anschließend erfolgte die Präparation einer planen Oberfläche, ausgehend von der Einebnung des Höckerreliefs. Durch Probemessungen mit Hilfe eines Tasterzirkels war ein konstanter Abstand von den Pulpenhörnern zur okklusalen Schlifffläche von $2\text{mm} \pm 0,1\text{mm}$ gewährleistet.

Um 3,5mm dicke Dentinscheiben zu erhalten, erfolgte eine apikale Reduktion der Proben.

Die gesamte Präparation erfolgte mit Diamantwalzen der Firma Hager und Meisinger GmbH (Düsseldorf, D) unter einer konstanten Wasserkühlung von 50 ml/min. Zunächst wurden Diamanten mit grober Körnung (ISO 806 314 111544 014, Durchmesser 1,3mm) verwendet. Die Diamantwalzen hatten für die abschließende Glättung der Dentinflächen eine feine Körnung (ISO 806 314 111514 014, Durchmesser 1,3mm).

Mit dem Ziel bei allen Dentinproben eine plane Oberfläche sowie eine Parallelizität von okklusaler und apikaler Fläche zu erhalten, erfolgte die Kontrolle mittels einer Glasplatte.

Zur Herstellung der Zugproben diente die Einspannvorrichtung nach Schaller et al. (1994).

Diese bestand aus einem Zylinder, der an beiden Enden mit einem Gewinde versehen war. Das untere Gewinde diente zum Fixieren des Zylinders in der computergesteuerten Universalprüfmaschine (Zwick Z005). Der obere Teil des Zylinders endete mit einer Auflagefläche für die Dentinscheiben. Zu deren Fixierung auf dem Zylinder, wurde eine Kontermutter auf das obere Gewinde aufgeschraubt.

Somit war durch eine kreisrunde Aussparung der Kontermutter eine Dentinoberfläche zur weiteren Behandlung fixiert. Zur Applikation von Dentinhaftvermittlern und Komposit auf einer definierten Dentinoberfläche wurden Metallhülsen mit einem Innendurchmesser von 1-4mm verwendet. Diese mm-Aufsätze wurden vor der Behandlung der Dentinoberfläche auf die Kontermutter gelegt, um die Klebefläche Dentin–Dentinhaftvermittler–Komposit festzulegen.

Durch das Aufbringen des Dentinhaftvermittlers und des Komposits war die entsprechende Metallhülse fixiert. Nun konnte über eine Kette, die eine Verbindung zwischen Metallhülse und Universalprüfmaschine darstellte, die Kompositfüllung von der Dentinscheibe abgezogen werden.

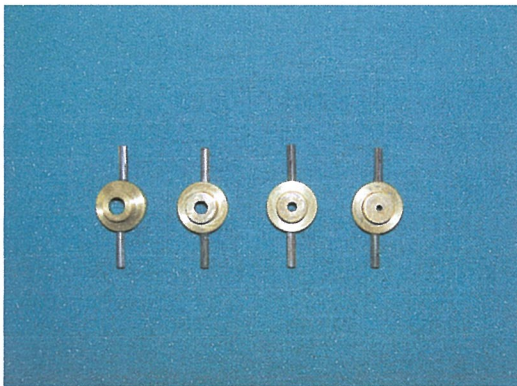


Abb.1 Metallhülsen

3.2.2 Simulation der Dentinperfusion

In vivo Untersuchungen von Stenvik et al. (1972) und Pashley et al. (1981b) ergaben, dass der intrapulpale Druck bei 30 cm Wassersäule liegt.

Um bei der Herstellung der Zugproben die Perfusion zu imitieren, diente ein Infusionssystem mit Tropfflasche. Dies wurde in einer Höhe von 30 cm oberhalb der jeweiligen Dentinfläche positioniert, um die Einstellung eines physiologischen Perfusionsdruck zu gewährleisten.

3.2.3 Verarbeitung der Adhäsive

Zur Polymerisation diente eine geeichte Polymerisationslampe vom Typ Optilux[®] 401 (Fa. Kerr, Karlsruhe, D) mit einer gemessenen Leistung von 650 mW/mm².

Vor dem Auftragen von Excite und Clearfil New Bond wurde die Dentinoberfläche für 15 Sek. angeätzt, und im Anschluß für 15 Sek. mit Wasser gespült.

Eine exzessive Trocknung der Dentinoberfläche wurde nicht vorgenommen, um einen Kollaps des Kollagenfasernetzes zu verhindern. Anzustreben war eine leicht feuchte Oberfläche, im Sinne des sogenannten „wet-bonding“.

Excite®:

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

Clearfil® New Bond:

1. Mischen der beiden Komponenten, Universal liquid und Catalyst liquid, in dem Verhältnis 1:1
2. Mit Applikator-Tip dünn auftragen
3. Überschüsse mit Hilfe der Druckluftdüse verdampfen lassen
4. Komposit innerhalb der nächsten Minute auftragen

AdheSE®:

1. Mit Applikator-Tip Primer auftragen
2. 30 Sek. einmassieren
3. Überschüsse mit Luft verblasen
4. 3 Sek. trocknen
5. Mit Applikator-Tip Adhäsiv auftragen
6. 5 Sek. einmassieren
7. 3 Sek. verteilen
8. 10 Sek. Lichthärten

Tabelle 1 Versuchsgruppeneinteilung

<u>Adhäsive</u>	<u>Metallhülsendurchmesser</u>				Gesamtanzahl der Versuchsproben
	<u>1mm</u>	<u>2mm</u>	<u>3mm</u>	<u>4mm</u>	
<u>Excite</u>	10	10	10	10	40
<u>Clearfil</u>	10	10	10	10	40
<u>AdheSE</u>	10	10	10	10	40
					120

3.2.4 Bestimmung der Zugfestigkeit

Die Versuchsapparatur mit der aufpolymerisierten Metallhülse wurde in eine Zugvorrichtung eingespannt. Der Dentinhaftvermittler, der den Verbund zwischen Zahn und Komposit herstellt, wurde dann einer einphasigen Zugbelastung ausgesetzt.

Der an die Zugvorrichtung angeschlossene Computer registrierte die maximal gehaltene Kraft jeder Probe in Newton . Aus den registrierten Werten wurde die Zugfestigkeit entsprechend der für die Haftung zur Verfügung stehenden Fläche berechnet, nach der Formel:

$$Z = F/A$$

(Z = Zugfestigkeit in MPa; F = maximal gehaltene Kraft in N; A = Fläche in mm²)

Die Kreisflächen wurden nach folgender Formel berechnet:

$$A = \pi \cdot r^2$$

(A = Kreisfläche in mm²; π = Kreiszahl $\approx 3,14$; r = Radius, d.h. der halbe Durchmesser eines Kreises in mm)

Somit ergab sich für die entsprechenden Durchmesser der verschiedenen Haftungsflächen folgende Kreisfläche:

1mm	*	0,79mm ²
2mm	*	3,14mm ²
3mm	*	7,07mm ²
4mm	*	12,56mm ²



Abb.2 Versuchsapparatur mit Metallhülse und Kette

3.2.5 Quantitative Analyse

Die Zugfestigkeitsuntersuchungen wurden an einer Zwick Universalprüfmaschine vom Typ Z 005 (Fa. Zwick Roell, Ulm, D) durchgeführt. Diese wurde über das Computerprogramm „testXpertV7.11“ gesteuert. Die gemessenen Kräfte wurden graphisch in einem Kraft-Zeit-Diagramm dargestellt und es wurden entsprechend die Mittelwerte, die Standardabweichung und die MPa- Werte berechnet.



Abb. 3 Zwick Universalprüfmaschine Z005

Um am Computer das Versuchsprogramm zu starten, wurde 15 min nach Ende der Lichtpolymerisation die Apparatur wie folgt mit der Prüfmaschine verbunden:

Der Zylinder mit der jeweiligen aufpolymerisierten Metallhülse wurde in ein Gewinde in der Mitte der unteren Transverse der Maschine eingeschraubt. Die Zugkette, bestehend aus verschweißten Kettengliedern, wurde an der oberen Transverse eingehängt. Nun wurde die Kette mit den Metallärmchen rechts und links der Metallhülse verbunden und mittels Handsteuerung durch Verschiebung der oberen Transverse in Position gebracht. Schließlich konnte der Testzyklus mit entsprechender Abspeicherung der Ergebnisse durchlaufen werden.

Für jeden Testzyklus wurden folgende Parameter festgelegt:

- Anzahl der Zyklen 1
- Keine Vorkraft
- Testgeschwindigkeit 1mm/min
- Oberer Kraftskalenwert 200 N

3.2.6 Statistik

Es wurden sowohl die gesamten Ergebnisse, als auch die einzelnen Versuchsgruppen einer statistischen Auswertung unterzogen (SPSS 10.0).

Zunächst erfolgte die Überprüfung auf Normalverteilung (Kolmogorov – Smirnov Test) und Homogenität (Levene's Test) der ermittelten Werte. Desweiteren wurde eine Varianzanalyse der Einfachklassifikation (ANOVA) durchgeführt. Der Signifikanzlevel lag bei 1% .

Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen wurden mit Hilfe des Tukey's Studentized Range Test und der Bonferoni Holm Korrektur bei einem Signifikanzlevel von 5% untersucht.

4 Ergebnisse und Statistik

4.1 Ergebnisse

Bei allen hier getesteten Dentinadhäsiven konnte eine Haftkraft am Dentin gemessen werden. Im folgenden werden die Messwerte der einzelnen Gruppen dargestellt:

Excite 4mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 3,92 MPa bei einer Standardabweichung von 1,35. Das Maximum lag bei 5,87 MPa und das Minimum bei 2,37 MPa.

Tabelle 2 Excite 4mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	60,03	73,80	59,92	66,16	39,79	63,70	35,52	30,82	33,44	29,77
Kraft/Fläche in MPa	4,78	5,87	4,77	5,26	3,17	5,07	2,83	2,45	2,66	2,37

Excite 3mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 6,60 MPa bei einer Standardabweichung von 1,35. Das Maximum lag bei 9,44 MPa und das Minimum bei 4,98 MPa.

Tabelle 3 Excite 3mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	35,23	38,65	39,52	47,24	66,74	41,22	47,36	54,85	53,79	41,95
Kraft/Fläche in MPa	4,98	5,47	5,59	6,68	9,44	5,83	6,70	7,76	7,61	5,93

Excite 2mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 9,68 bei einer Standardabweichung von 3,80. Das Maximum lag bei 14,43 MPa und das Minimum bei 3,64 MPa.

Tabelle 4 Excite 2mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	27,36	40,96	39,53	27,93	33,95	13,78	41,82	11,42	21,95	45,33
Kraft/Fläche in MPa	8,71	13,04	12,58	8,89	10,81	4,39	13,31	3,64	6,99	14,43

Excite 1mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 16,20 bei einer Standardabweichung von 10,05. Das Maximum lag bei 32,00 MPa und das Minimum bei 3,01 MPa.

Tabelle 5 Excite 1mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	6,51	15,70	18,36	21,80	17,58	7,49	25,28	2,38	8,11	4,81
Kraft/Fläche in MPa	8,29	19,87	23,24	27,59	22,25	9,48	32,00	3,01	10,27	6,09

Clearfil 4mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 3,10 MPa bei einer Standardabweichung von 1,00. Das Maximum lag bei 5,38 MPa und das Minimum bei 2,00 MPa.

Tabelle 6 Clearfil 4mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	35,08	33,37	33,58	45,32	28,27	34,90	34,71	25,14	51,26	67,65
Kraft/Fläche in MPa	2,79	2,66	2,67	3,61	2,25	2,78	2,76	2,00	4,08	5,38

Clearfil 3mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 4,35 MPa bei einer Standardabweichung von 2,82. Das Maximum lag bei 8,60 MPa und das Minimum bei 0,39 MPa.

Tabelle 7 Clearfil 3mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	12,27	10,56	45,64	60,77	53,91	41,77	2,74	32,85	31,89	15,23
Kraft/Fläche in MPa	1,74	1,49	6,46	8,60	7,63	5,91	0,39	4,65	4,51	2,15

Clearfil 2mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 6,86 MPa bei einer Standardabweichung von 3,72. Das Maximum lag bei 11,91 MPa und das Minimum bei 1,85 MPa.

Tabelle 8 Clearfil 2mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	14,24	37,42	15,79	32,95	25,65	14,13	6,33	5,80	30,29	32,99
Kraft/Fläche in MPa	4,53	11,91	5,03	10,49	8,16	4,50	2,01	1,85	9,64	10,50

Clearfil 1mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 15,65 MPa bei einer Standardabweichung von 9,28. Das Maximum lag bei 30,49 MPa und das Minimum bei 2,99 MPa.

Tabelle 9 Clearfil 1mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	14,01	13,61	4,98	5,98	6,50	21,11	23,95	2,35	18,10	12,29
Kraft/Fläche in MPa	17,84	17,33	6,34	7,61	8,28	26,88	30,49	2,99	23,05	15,65

AdheSE 4mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 1,30 MPa bei einer Standardabweichung von 0,82. Das Maximum lag bei 2,47 MPa und das Minimum bei 0,11 MPa.

Tabelle 10 AdheSE 4mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	8,14	31,01	23,82	6,86	20,99	23,25	11,86	28,40	1,41	7,88
Kraft/Fläche in MPa	0,65	2,47	1,90	0,55	1,67	1,85	0,94	2,26	0,11	0,63

AdheSE 3mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 3,33 MPa bei einer Standardabweichung von 1,67. Das Maximum lag bei 5,57 MPa und das Minimum bei 0,23 MPa.

Tabelle 11 AdheSE 3mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	34,71	11,36	34,17	13,15	1,66	28,62	25,73	24,50	39,40	21,93
Kraft/Fläche in MPa	4,91	1,61	4,83	1,86	0,23	4,05	3,64	3,47	5,57	3,10

AdheSE 2mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 4,46 MPa bei einer Standardabweichung von 2,16. Das Maximum lag bei 8,38 MPa und das Minimum bei 2,20 MPa.

Tabelle 12 AdheSE 2mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	6,92	9,00	12,00	17,85	7,52	24,55	26,31	12,82	11,35	11,65
Kraft/Fläche in MPa	2,20	2,87	3,82	5,68	2,39	7,82	8,38	4,08	3,61	3,71

AdheSE 1mm

Die Versuchsreihe ergab einen Mittelwert der Haftkraft von 4,81 MPa bei einer Standardabweichung von 4,39. Das Maximum lag bei 12,82 MPa und das Minimum bei 1,18 MPa.

Tabelle 13 AdheSE 1mm

Dentinproben	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	1,50	6,72	2,86	2,36	0,93	1,73	8,91	1,15	10,13	1,69
Kraft/Fläche in MPa	1,90	8,51	3,62	2,99	1,18	2,19	11,28	1,46	12,82	2,14

4.1.1 Quantitative Analyse

Mittelwerte und Standardabweichungen

Die entsprechenden Zugfestigkeiten in Form von Mittelwert und Standardabweichung werden in der nachfolgenden Tabelle für alle getesteten Adhäsive dargestellt.

Der höchste Mittelwert ergab sich für Excite bei 1mm, und der niedrigste gemessene Mittelwert wurde bei 4mm für das Adhäsiv AdheSE festgestellt.

Tabelle 14 Testergebnisse für die Zugkraft in MPa

Prüfkörper- durchmesser	Excite	Clearfil New Bond	AdheSE
1 mm Mittelwert = n = Standardabweichung =	16,20 10 10,05	15,65 10 9,28	4,81 10 4,39
2 mm Mittelwert = n = Standardabweichung =	9,68 10 3,80	6,86 10 3,72	4,46 10 2,16
3 mm Mittelwert = n = Standardabweichung =	6,60 10 1,35	4,35 10 2,82	3,33 10 1,67
4 mm Mittelwert = n = Standardabweichung =	3,92 10 1,35	3,10 10 1,00	1,30 10 0,82

n = Anzahl der Versuchsproben

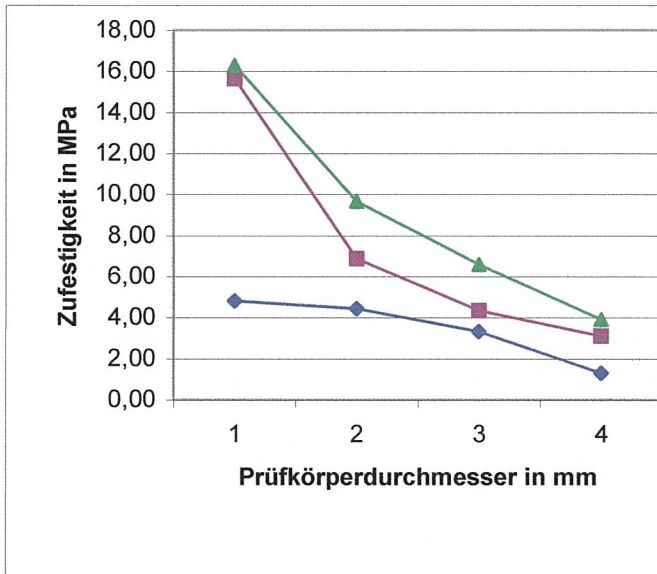


Diagramm 1

Graphische Darstellung der Mittelwerte in MPa für alle Versuchsgruppen

Boxplotdarstellung der einzelnen Versuchsgruppen

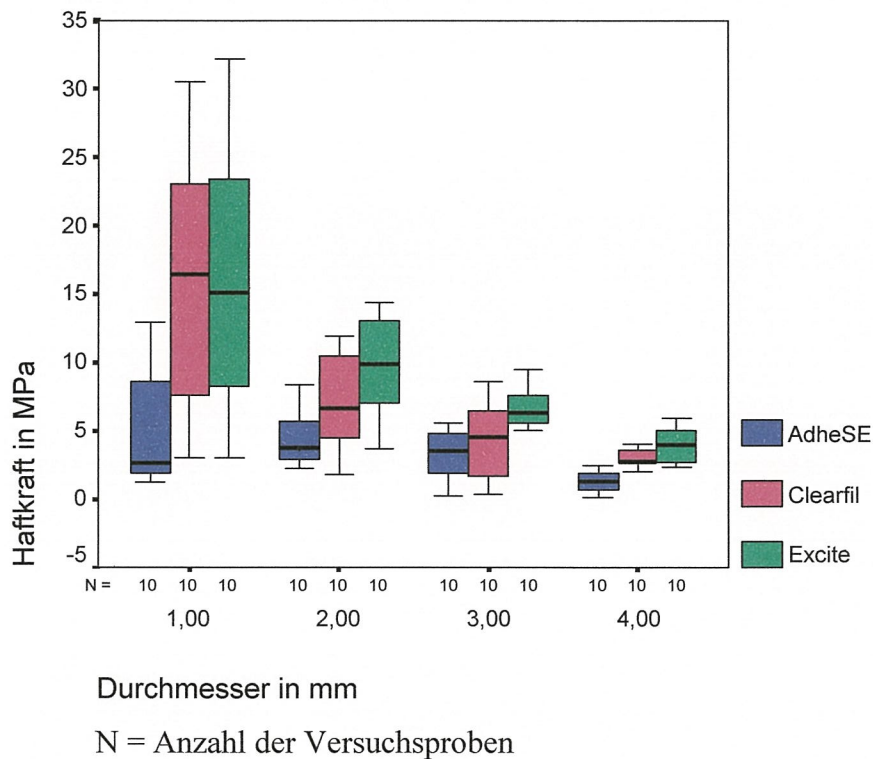


Abb. 4 Boxplotdarstellung der einzelnen Versuchsgruppen

4.2 Statistische Auswertung

Die Varianzanalyse der Einfachklassifikation zeigte für alle hier getesteten Adhäsivsysteme einen signifikanten Einfluß der verschiedenen Flächen auf die Zughaftung ($p \leq 0,001$; ANOVA).

Die ermittelten Werte für Excite 1mm waren signifikant höher als die Zugfestigkeiten für die anderen Versuchsgruppen (Excite 2mm, Excite 3mm, Excite 4mm) ($p \leq 0,05$; Tukey's Studentized Range Test). Der paarweise Vergleich von Excite 2mm, 3mm und 4mm mit Excite 1mm ergab eine signifikante Verringerung der Haftwerte für die drei Versuchsgruppen ($p \leq 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Die signifikant höchste Zughaftfestigkeit für Clearfil New Bond konnte in der Versuchsgruppe für 1mm gemessen werden. Im Vergleich dazu waren die Ergebnisse für Clearfil 2mm, Clearfil 3mm und Clearfil 4mm signifikant verringert ($p \leq 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Für Excite und Clearfil New Bond konnten in den Versuchsgruppen 2mm, 3mm und 4mm im paarweisen Vergleich keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Der niedrigste Wert bei AdheSE ergab sich für AdheSE 4mm. Demgegenüber waren die Haftwerte für AdheSE 1mm signifikant erhöht ($p \leq 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Umgekehrt war die Haftkraft für AdheSE 4mm im Vergleich zu AdheSE 1mm signifikant verringert ($p \leq 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Die statistische Analyse von AdheSE 1mm und 4mm zu 2mm und AdheSE 1mm und 4mm zu 3mm führte zu keinem signifikanten Ergebnis, ebenso wie der paarweise Vergleich zwischen den Versuchsgruppen AdheSE 2mm und 3mm.

Die ermittelten Ergebnisse wurden mit Hilfe der Bonferoni Holm Korrektur überprüft. Es konnte für Excite 1mm gezeigt werden, dass im paarweisen Vergleich mit Excite 3mm und 4mm die Haftwerte signifikant erhöht waren. Ebenfalls bestätigte sich beim Vergleich von Excite 3mm und 4mm mit Excite 1mm die signifikante Verringerung der Haftwerte. Lediglich für die Versuchsgruppe Excite 1mm im Vergleich zu Excite 2mm, bzw. 2mm zu 1mm konnte die Erhöhung, bzw. Verringerung der Haftkraft im Rahmen der Bonferoni Holm Korrektur nicht als signifikant bestätigt werden. Beim paarweisen Vergleich sowohl der Gruppen für Clearfil New Bond, als auch der Gruppen für AdheSE konnte die Bonferoni Holm Korrektur die signifikant erhöhten bzw. verringerten Haftwerte, die im Rahmen des Tukey's Studentized Range Test ermittelt wurden, in vollem Umfang bestätigen.

5 Diskussion

Die vorliegende Untersuchung verschiedener Dentinhaftvermittler auf Dentinscheiben wurde durchgeführt, um die Zugfestigkeiten der Haftvermittlersysteme auf feuchtem Dentin miteinander zu vergleichen. Unter Simulation physiologischer Verhältnisse wurde während der Applikation des jeweiligen Dentinadhäsivs und dem Aufbringen des Komposit das Dentin mit physiologischer Kochsalzlösung perfundiert.

Es wurden Excite, Clearfil New Bond und AdheSE als Haftvermittler untersucht, jeder auf insgesamt 40 Dentinscheiben bei unterschiedlich großen Dentinflächen (4mm, 3mm, 2mm, 1mm).

5.1 Diskussion Methode

Versuchszähne

Es wurden menschliche Weisheitszähne verwendet, die keine kariösen Läsionen aufwiesen, um somit eine gewisse Standardisierung zu erreichen.

Untersuchungen an Rinderzähnen sind laut einer Studie von Finger, nicht vergleichbar mit denen an menschlichem Dentin, und würden zu einer Erniedrigung (Finger 1988), bzw. zu einer Erhöhung (Fowler et al. 1992) der ermittelten Haftungswerte führen. Vor der Extraktion waren die Versuchszähne noch vollständig retiniert, also keinen exogenen Einflüssen ausgesetzt. Die Ergebnisse von Schaller et al. (1998) zeigten einen hochsignifikanten Zusammenhang zwischen kariesfreien bzw. kariös veränderten Dentinscheiben und der Haftung der Adhäsive. So könnte es bei Nichtbeachtung dieser Erkenntnisse zu einer Verfälschung der Ergebnisse kommen. Die physiologische Alterung der Zähne, und die damit verbundenen Folgen, wie z. B. Verengung der Dentintubuli durch Sklerosierung und Reizdentinbildung wurden hier nicht berücksichtigt, sondern der Fokus wurde auf die normale Zusammensetzung und Struktur von „unberührtem“ Dentin gelenkt, entsprechend der Forderung von Duke und Lindemuth (1991).

Der zeitliche Abstand zwischen der Extraktion und der Verwendung der Zähne zur Testung von Dentinhaftvermittlern in vitro war nicht ausschlaggebend (Mitchem und Gronas 1986; Finger 1988; Blunck et al. 1990). Daher wurde in diesem Versuch die Dauer der Lagerungszeit der Versuchszähne lediglich auf maximal einen Monat limitiert.

Bei der statistischen Analyse von insgesamt fünf Dentinadhäsiven (Jørgensen et al. 1985) zeigten sich bei drei der getesteten Adhäsive keine Auswirkungen der verschiedenen Aufbewahrungsmedien, für zwei Adhäsive ergab sich jedoch ein geringfügiger Effekt auf die Randspaltbildung.

In der vorliegenden Untersuchung diente physiologische Kochsalzlösung zur Aufbewahrung der Versuchszähne, und auch später der Dentinscheiben. Diese Form der Lagerung der Proben bis zur Versuchsdurchführung hat sich bereits bei zahlreichen anderen Untersuchungen als neutrales Medium bewährt (Al-Salehi und Burke 1997).

Herstellung der Dentinscheiben

Bei einer Untersuchung mit der Präparation von zylindrischen Kavitäten, zeigte die Lage der Füllungen, im koronalen, zervikalen, oder radikulären Bereich, keine Auswirkungen auf die Randqualität (Blunck et al. 1990).

Hier wurden keine Kavitäten, sondern Dentinscheiben, mit einer einheitlichen Probenstärke von 3,5mm präpariert. Takemori et al. (1993) zeigten, dass die Dentinprobenstärke signifikant die gemessenen Haftfestigkeiten beeinflusst. So war bei extrem dünnen Proben, von 1mm, die Haftfestigkeit am geringsten. Eine Reduktion der Dentinscheibe von koronal, führte zu einer Erhöhung der Dentinpermeabilität (Outhwaite et al. 1976). Eine Annäherung an die Pulpa resultierte in einer Abnahme der Adhäsionskräfte (Mitchem und Gronas 1986). Es wurde festgestellt, dass je tiefer die untersuchte Dentinschicht, umso höher war die Permeabilität, und umso geringer waren die erreichten Haftfestigkeiten (Tagami et al. 1990). Mögliche Ursachen waren eine Verschlechterung der Dentinbenetzung mit Kunststoff, die Behinderung der Monomerpenetration in die Tubuli und eine Verdünnung der Monomere (Haller 1994). Bei neueren Untersuchungen zeigte sich, dass Excite, als einer der getesteten Adhäsive, höhere Haftfestigkeiten auf tieferem Dentin, als auf oberflächlichem Dentin erzielte (Toledano et al. 2003). Um eine uneinheitliche Beeinflussung der Ergebnisse auszuschließen, wurde der Abstand Dentinoberfläche zu den Pulpenhörnern mit $2\text{mm} \pm 0,1\text{mm}$ für alle Dentinscheiben als Konstante festgelegt.

Perfusion

Die präparierten Dentinscheiben wurden mit physiologischer Kochsalzlösung und einem Druck von 30 cm H₂O perfundiert.

Zahlreiche Studien forderten die Simulation der Dentinperfusion *in vitro*, um die *in vivo* Situation möglichst realistisch zu imitieren (Andreas et al. 1989; Prati et al. 1991; Schaller et al. 1994; Ozök et al. 2004). So könnte dies die klinische Relevanz der *in vitro* Ergebnisse fördern (Al-Salehi und Burke 1997).

Der hier gewählte intrapulpare Gewebsdruck in Höhe von 30 cm H₂O, entspricht *in vivo* Untersuchungen von Stenvik et al. (1972) und Pashley et al. (1981b). Druckschwankungen, die z.B. unter dem Einfluß einer Lokalanästhesie auftreten können, bleiben hierbei jedoch unberücksichtigt (Stenvik et al. 1972; Haller 1994).

Friedl et al. (2000) untersuchten die Haftfestigkeit auf Dentin in Abhängigkeit von verschiedenen Faktoren, wie z.B. der Permeabilität. Es ergab sich, dass die Permeabilität ein entscheidender Faktor für die Testung von Haftfestigkeiten ist, wobei der Einfluß auf die Ergebnisse, ob auf trockenem Dentin oder unter Simulation eines pulpalen Druckes von 30 cm H₂O, entsprechend dem Dentinhaftvermittler und dem Komposit, differierten (Friedl et al. 2000). Dies zeigten auch andere Untersuchungen (Davidson et al. 1993). So führte die Imitation der Dentinperfusion *in vitro* zu einer Abnahme der Haftfestigkeiten (Andreas et al. 1989; Tao und Pashley 1989b; Tao et al. 1989a; Prati et al. 1991; Elhabashy et al. 1993; Paul und Schärer 1993; Moll et al. 2005). Untersuchungen ohne Simulation der Dentinperfusion zeigten auf feuchtem Dentin sowohl höhere Haftfestigkeiten, als auch auf trockenem Dentin höhere Haftwerte, in Abhängigkeit vom getesteten Adhäsiv (Nathanson und Ashyeri 1997). Für einige Dentinhaftvermittler konnte ein Zusammenhang zwischen Dentinpermeabilität auf der einen Seite, und der Haftfestigkeit auf der anderen Seite statistisch nachgewiesen werden (Tagami et al. 1990).

In dieser Untersuchung wurden alle Versuchsgruppen unter Simulation der Dentinperfusion getestet, variabel war lediglich die Größe der Dentinfläche.

Bei menschlichem Dentin gibt es große flächenspezifische Unterschiede der Permeabilität. Mit zunehmender Dentinoberfläche kam es zu einer entsprechenden Erhöhung der Durchdringungsfähigkeit des Dentins pro Zeit (Outhwaite et al. 1976), bzw. zu einem Anstieg der Filtrationsrate (Reeder et al. 1978). So variierte die Permeabilität auf Dentinscheiben 3-10 fach im Bereich von wenigen Millimetern (Pashley et al. 1987).

Die geringste Permeabilität wurde im Zentrum einer Dentinscheibe gemessen, in der Peripherie wurden die höchsten Werte ermittelt (Pashley et al. 1987). Aufgrund dieser Ergebnisse forderten Pashley et al. für Untersuchungen, möglichst große Dentinflächen, um diese regionalen Differenzen zu kompensieren. Es ist anzunehmen, dass in der vorliegenden Untersuchung durch die unterschiedlich großen Dentinflächen, unterschiedliche Permeabilitäten vorliegen.

Folglich könnte mit zunehmender Fläche, eine Zunahme der Dentinfeuchtigkeit, gekoppelt mit einem Abfall bzw. einer Erhöhung der gemessenen Haftfestigkeiten möglich sein. Im Widerspruch dazu stehen Ergebnisse von Sano et al. (1994), wo sich ohne Simulation der Dentinperfusion ebenfalls ein umgekehrtes Verhältnis zwischen Haftkraft und Fläche ergab. Die flächenspezifischen Ergebnisse scheinen vom Grundsatz her also nicht von der Dentinperfusion beeinflusst zu sein. Neuere Untersuchungen können bestätigen, dass die Zuordnung Pulpenzentrum, Pulpenperipherie für die Testung modernere Adhäsivsysteme keinen großen Einfluß auf gemessene Haftwerte hat.

In der vorliegenden Untersuchung könnte sich jedoch in Abhängigkeit vom Dentinhaftvermittler die Feuchtigkeit auf der Dentinoberfläche, hervorgerufen durch die Simulation der Dentinperfusion, unterschiedlich auf die gemessenen Haftkräfte ausgewirkt haben (Tay et al. 1996).

Adhäsivsysteme

Bei den getesteten Dentinadhäsiven stehen sich Excite und Clearfil New Bond als Vertreter der sog. Total-etch Technik, und AdheSE als selbstkonditionierendes Zweikomponenten-Adhäsiv gegenüber.

Nach der Konditionierung der Dentinfläche mit 34,6 %iger Phosphorsäure, wurden Excite und Clearfil New Bond entsprechend den Herstellerangaben aufgetragen. Die vorliegende Untersuchung wurde unter Simulation der Dentinperfusion durchgeführt. Die spezifischen Verarbeitungsvorschriften, insbesondere das wet-bonding (Gwinnett 1992, Kanca 1992b) wurde bei der Verwendung von Excite und Clearfil New Bond berücksichtigt.

Die Entfernung der präparationsbedingten Schmierschicht durch Säureätzung des Dentins geht unter klinischen Bedingungen mit einer Erhöhung der Dentinpermeabilität einher (Reeder et al. 1978). Dieser in vivo resultierende verstärkte Ausfluss von Dentinliquor kann die Effektivität der Dentinadhäsive negativ beeinflussen (Pashley et al. 1995).

Dieser Zusammenhang konnte jedoch in einigen Studien nicht als allgemein gültig formuliert werden. So konnte keine Korrelation zwischen der Dentinpermeabilität und der Dentinhafffestigkeit für Clearfil New Bond festgestellt werden (Tagami et al. 1990).

AdheSE erfordert keine separate Dentinätzung, sondern der Primer beinhaltet die Säure in wässriger Lösung. Das anschließend aufgetragene Adhäsiv enthält HEMA.

Untersuchungen von Perdigão et al. (1999) zeigten, dass auf trockenem Dentin bei Wiederbefeuchtung (dem sog. re-wetting) mit einer 35%igen wässrigen HEMA-Lösung, die Kollagenfasern gut definiert waren, ähnlich der Morphologie, die bei feuchter Dentinoberfläche auftrat. Ebenfalls konnte nachweislich die Hybridisierung des Dentins gesichert werden. Gemessene Haftfestigkeiten erreichten auf trockenem Dentin das gleiche Niveau wie auf feuchten Dentinproben (Perdigão et al. 1999). Aufgrund der Zusammensetzung von AdheSE ist ein Einfluss auf die Haftfestigkeiten durch die Feuchtigkeit der Dentinoberfläche somit als gering einzustufen.

Auch Excite als Einflaschenadhäsiv, und Clearfil New Bond als selbsthärtender Haftvermittler beinhalten HEMA. Bereits durch die Einhaltung der wet-bonding Technik soll ein Kollaps des Kollagenfasergerüsts verhindert werden, zusätzlich wirkt HEMA dem entgegen (Hitmi et al. 2002).

Frankenberger et al. (2000) schlussfolgerten, dass Adhäsive mit einem selbstätzenden Primer eine geringere Techniksensitivität aufweisen als Total-etch Systeme. Dies konnte im Rahmen der Dentintrocknung, unter Verzicht des wet-bonding bei den selbstkonditionierenden Adhäsiven festgestellt werden (Frankenberger et al. 2000)

Der Primer von AdheSE wurde für 30 Sek. einmassiert, genügend Zeit, um das Kollagen des Dentins zu penetrieren (Oliveira et al. 2004). Nach Applikation des AdheSE Adhäsivs erfolgte die Lichtpolymerisation. Excite wurde ebenfalls lichtpolymerisiert, bei Clearfil New Bond handelt es sich um ein chemisch initiiert aushärtendes Adhäsiv.

Eine weitere Differenzierung der verschiedenen Adhäsive ermöglicht das enthaltene Lösungsmittel. Excite und Clearfil New Bond beinhalten Ethanol, AdheSE gehört zu den wasserbasierenden Systemen. Die Oberflächenfeuchtigkeit, das Lösungsmittel und die resultierende Haftfestigkeit stehen in einem direkten Zusammenhang. Aceton-basierende Adhäsive, die hier nicht berücksichtigt werden, erfordern eine feuchte Oberfläche (Kanca 1992b), wasserbasierende Systeme erreichten höhere Haftfestigkeiten auf trockeneren Dentinproben (Reis et al. 2004). Unter diesem Aspekt ist Wasser ein wichtiger Parameter bei vielen Adhäsivsystemen (Pashley et al. 2002). Ein Abfall der Haftkraft für AdheSE durch zu viel Feuchtigkeit aufgrund der Simulation der Dentinperfusion ist nicht auszuschließen.

Manhart et al. (2000b) konnten nachweisen, dass wasserlösliche und in Ethanol gelöste moderne Einflaschen-Haftvermittlersysteme bezüglich des Randverhaltens und der Haftkraft überlegen abschneiden konnten, im Gegensatz zu acetonbasierten Haftvermittlern.

Klassische Mehrkomponenten Systeme der 3. Generation (Freedman und Leinfelder 2003) erreichten höhere Haftwerte auf trockenem und feuchtem (moist-bonding) Dentin, als Einkomponenten-Haftvermittler (Haller und Fritzenschaft 1999, Frankenberger et al. 2001). Die komplizierte Anwendung und die schwierige selektive Schmelzätzung, besonders bei minimal-invasiven Kavitäten, begründet die Anwendung von Einflaschenadhäsiven (Excite), bzw. von Adhäsiven, die nur aus zwei Komponenten bestehen (Clearfil New Bond, AdheSE). Neuere Untersuchungen kommen zu dem Ergebnis, dass, im Vergleich von Total-etch zu selbstkonditionierenden Systemen, letztere höhere Haftfestigkeiten erreichen können (Nikaido et al. 2002, Oliveira et al. 2003).

Polymerisation

Zunächst wurden die aufgetragenen Haftvermittler, Excite für 20 Sek. und AdheSE für 10 Sek., entsprechend den Angaben der Hersteller, lichtgehärtet. Ein polymerisiertes Adhäsiv wies höhere Haftungswerte und dichtere Kavitätenränder auf, als ein unpolymerisiertes Adhäsiv. Daher wurde prinzipiell die Polymerisation des Adhäsivs empfohlen (Lacy et al. 1996; Frankenberger et al. 1999). Bei dem dritten der getesteten Adhäsive, Clearfil New Bond, handelt es sich um ein chemisch aushärtendes Adhäsiv, was die Lichthärtung überflüssig macht, bzw. vom Hersteller nicht gefordert wird.

Nach Auflage von einer der Metallhülsen und der Behandlung der zur Verfügung stehenden Fläche mit einem der Dentinhaftvermittler, wurde anschließend Tetric ceram als Feinpartikel-Hybridkomposit aufgetragen und für 40 Sek. lichtgehärtet.

So ist die Einhaltung der Polymerisationszeit von Bedeutung, da die gemessenen Haftfestigkeiten durch die Polymerisationszeit des Kompositmaterials beeinflusst werden können (Hinoura et al. 1991; Baharav et al. 1997).

Nach der Lichtpolymerisation des Komposits auf den Dentinproben läuft der Polymerisationsprozeß weiter. Es kommt zu einer Nachhärtung, die in den ersten 10 min nach der Bestrahlung am größten ist (Lutz et al. 1992b). Daher wurde der Abzug des adhäsiv verankerten Komposits von der Dentinprobe erst 15 min nach der Lichtpolymerisation durchgeführt.

Für das verwendete Komposit wurde bei einer Untersuchung von Soltész (1998) eine Polymerisationschrumpfung von 3,03 Vol%, 60 min nach der Polymerisationsinitiierung, gemessen.

Die Schichtstärke des aufgetragenen Komposits war $\leq 2\text{mm}$, um einerseits eine gute und konstante Durchhärtung aller Proben zu gewährleisten (Rueggeberg et al. 1994), und um andererseits Auswirkungen auf das Stressmuster beim nachfolgenden Zugversuch, durch Schwankungen der Höhe des Kompositzylinders, zu minimieren (Van Noort et al. 1989; Feilzer et al. 1993).

Im Gegensatz zu anderen Studien (Frankenberger et al. 1996) wurde in dieser Untersuchung keine kavitätenähnliche Konfiguration der Versuchsanordnung gewählt, sondern die Prüfkörper waren plane Dentinflächen, die es ermöglichen, dass das Komposit während der Polymerisation ungehindert aufschumpfen kann. Hierbei entstehen nur geringe Kontraktionsspannungen.

Die Schrumpfungsspannungen steigen mit dem Verhältnis gebundene zu freie Kompositfläche, dem sogenannten Konfigurationsfaktor (C-Faktor), an (Feilzer et al. 1987). Bei Kavitäten ist der C-Faktor größer als bei einer planen Dentinfläche. Durch die unterschiedlich großen Flächen bei der vorliegenden Untersuchung ist ein Anstieg der Spannungen mit zunehmender Fläche zu erwarten.

Weitere Faktoren können die Polymerisation beeinflussen. Im Adhäsiv enthaltene Lösungsmittel sind Wasser, Aceton oder Ethanol.

Wenn bei der Anwendung von selbstkonditionierenden Adhäsiven als Lösungsmittel Wasser enthalten ist, so wie im Primer von AdheSE, muß dies rückstandslos verblasen werden. Bei Wasser ist die Entfernung mit Luft schwieriger als bei Aceton oder Ethanol als Lösungsmittel, da diese im Vergleich zu Wasser flüchtig sind, und schneller verdunsten. Ist noch Lösungsmittel auf der Dentinprobe vorhanden, könnte dies die Polymerisation beeinflussen (Jacobsen und Söderholm 1995).

Versuchsdurchführung

Um die maximale Haftkraft zu messen wurden zunächst die Metallhülsen auf die vorbereiteten Dentinscheiben aufgelegt. Der dadurch festgelegte Dentinbereich war zufällig gewählt. Die Zuordnung Pulpenzentrum oder Pulpenperipherie fand hierbei nicht statt, und lässt auch, gerade bei neueren Adhäsivsystemen, keine Beeinflussung der Ergebnisse erwarten (Yesilyurt und Bulucu 2006).

Zur Bestimmung der Verbundfestigkeit Dentin–Komposit sind Zug- und Scherversuche geeignet (Fowler et al. 1992; Al-Salehi und Burke 1997). Im Unterschied zum Scherhaftversuch, bei dem die Kraft rechtwinklig zur Dentinoberfläche wirkt, werden im Zugversuch die Prüfkörper mit einer koaxialen Kraft abgezogen (Van Noort et al. 1989).

Es handelt sich hier um einen axialen Zugversuch für unterschiedlich große Dentinflächen, wobei die Größe der Kontaktfläche auf dem Dentin eine wichtige Variabel bei der Untersuchung von Adhäsivsystemen darstellt (Al-Salehi und Burke 1997).

Ein Hauptproblem bei Zugfestigkeitstests, ist die Ausrichtung beim Abzug in axialer Richtung, um ein Auftreten von Biegemomenten innerhalb der Klebefläche zu vermeiden (Sudsangiam und Van Noort 1999). Infolge der Biegemomente könnte es dann zu einer inhomogenen Spannungsverteilung kommen.

Die Metallhülsen wurden hier mit einer Kette, bestehend aus verschweißten Kettengliedern, von der Dentinprobe abgezogen. Dabei wurden die separaten Kettenarme exakt ausgerichtet, um einen Abzug in axialer Richtung sicherzustellen.

Die Querhaupt – Geschwindigkeit während der Messungen beeinflusst die Haftkraft des Komposits am Dentin (Takemori et al. 1993). Daher wurde diese auf 1mm/min festgelegt.

Langzeituntersuchungen sind erst dann in Erwägung zu ziehen, wenn sich ein Adhäsiv in Bezug auf seine unmittelbare Haftung bewährt hat.

So befürworten Schaller et al. (1994) *in vitro* Studien im Rahmen einer Vorevaluation von Materialien.

5.2 Diskussion Ergebnisse und Statistik

Bei der vorliegenden Studie konnten nach Durchführung des axialen Zugversuches Haftfestigkeiten für alle Adhäsive und für alle Flächen registriert werden. Der Vergleich der unterschiedlich großen Flächen, ergab bei allen getesteten Adhäsiven einen signifikanten Einfluß auf die Zughaftfestigkeiten.

Die hier gemessenen Werte sind im Vergleich zu anderen Studien als gering einzustufen (Cardoso et al. 2001). Grundsätzlich beeinflussen eine Vielzahl von Parametern die Haftfestigkeitsmessungen. Untersuchungen von Tagami et al. (1990) ergaben einen umgekehrten Zusammenhang zwischen der Haftfestigkeit und der Dentinstärke. So konnte unter anderem für Clearfil New Bond nachgewiesen werden, das je tiefer das Dentin, umso geringer waren die registrierten Haftfestigkeiten. Die Ergebnisse von Friedl et al. 2000 ermöglichten die Schlussfolgerung, dass die entscheidenden und kritischen Faktoren bei der Testung von Haftfestigkeiten die Dentintiefe und die Permeabilität sind. Eine weitere mögliche Erklärung für die insgesamt geringen gemessenen Zugfestigkeiten könnte demzufolge mit der Simulation der Dentinperfusion zusammenhängen. Bei einigen früheren Testtechniken in vitro, führte eine fehlende Imitation des intrapulpalen Druckes zu hohen positiven Werten (Nakabayashi 1982).

Auch die Vorgehensweise bei der Applikation der Adhäsive könnte einen Erklärungsansatz für den Abfall der hier sich ergebenden Zughaftfestigkeiten im Vergleich zu anderen Untersuchungen liefern. Van Noort et al. (1991) zeigten, dass die Behandlung der Dentinfläche mit einem Adhäsiv, begrenzt auf das zu untersuchende Areal, also entsprechend der Größe des Adhäsiv-Kompositzylinders, geringe Haftwerte von beispielsweise 3,10 MPa ergab.

Im Vergleich dazu wurden nach Applikation des Dentinadhäsivs auf die gesamte Dentinfläche, und anschließende Messung der Haftkraft nur eines begrenzten Ausschnitts der Gesamtfläche, höhere Haftfestigkeiten von 6,90 MPa erreicht. Diese unterschiedlichen Methoden der Applikation führten also quasi zu einer Verdopplung der Zughaftfestigkeiten (Van Noort et al. 1991). Hier wurden die Metallhülsen auf die Versuchsanordnung aufgelegt, und die festgelegte kreisrunde Dentinfläche, mit einem Durchmesser von 4, 3, 2 oder 1mm, wurde erst dann, entsprechend den Angaben der Hersteller, mit den Adhäsiven behandelt. Dieses Vorgehen könnte ergo zu einem Abfall der gemessenen Zughaftfestigkeiten beigetragen haben. Die Schichtstärke des aufgetragenen Adhäsivs kann ebenfalls die Haftfestigkeiten positiv und negativ beeinflussen (Zheng et al. 2001).

Inoue et al. 2001 kamen in ihrer Studie zu dem Erkenntnis, dass Adhäsive mit vereinfachter Applikationsweise, sowohl bei Total-etch, als auch bei selbstkonditionierenden Adhäsiven, niedrigere Haftfestigkeiten zu Dentin aufweisen, als beispielsweise ein aus drei Komponenten zu applizierendes Total-etch Adhäsiv. Dies ist in der vorliegenden Untersuchung nicht zu überprüfen. Allerdings ergibt sich für die hier getesteten Adhäsive kein einheitliches Bild. Für AdheSE als selbstkonditionierendes Zweikomponenten-Adhäsiv ergibt sich in der vorliegenden Untersuchung eine Absenkung der Haftfestigkeiten im Vergleich zu Excite und Clearfil New Bond.

Bei einem Prüfkörperdurchmesser von 4mm erreichte AdheSE eine Zughaftfestigkeit von durchschnittlich nur 1,30 MPa, hingegen Clearfil New Bond 3,10 MPa, und Excite 3,92 MPa. Noch deutlicher wird der Abfall der Zughaftfestigkeiten bei einem Probendurchmesser von 1mm. Hierbei erreichte AdheSE lediglich 4,81 MPa im Durchschnitt, Clearfil New Bond 15,65 MPa, und Excite sogar 16,20 MPa.

Dieses Ergebnis steht im Widerspruch zu Studien, die gute Haftwerte für selbststützende Adhäsivsysteme im Vergleich zu Total-etch Systemen nachweisen konnten (Oliveira et al. 2003). Andere Untersuchungen ergaben für Total-etch Adhäsive höhere Haftwerte (Yesilyurt und Bulucu 2006). So scheint es momentan nicht möglich zu sein pauschal eines der beiden Systeme, Total-etch oder selbstkonditionierend, zu bevorzugen.

Die Ursachen für die sehr geringen Zugfestigkeiten für AdheSE sind unklar. Möglicherweise könnte dies mit der hier durchgeführten Simulation der Dentinperfusion im Zusammenhang stehen. Untersuchungen von Grégoire et al. (2003) ergaben, dass Einflaschen-Dentinadhäsive, die mit Phosphorsäure konditioniert wurden, zu einer größeren Erniedrigung der Dentinpermeabilität führten, als selbststützende Adhäsivsysteme. Wasserbasierende Systeme, dazu gehört auch AdheSE, erreichten höhere Haftfestigkeiten auf eher trockenem Dentin.

War in der vorliegenden Untersuchung durch die Imitation des pulpalen Druckes zuviel Feuchtigkeit auf der Dentinoberfläche? Dies könnte ein möglicher Grund für die geringen Werte bei AdheSE sein. Diese Annahme scheint aber eher unwahrscheinlich, weil gerade unter Anwendung von AdheSE die Schmierschicht nicht durch Konditionierung komplett entfernt wird, und entsprechend keine Erhöhung der Dentinpermeabilität auftritt. Vielleicht führte aber die Modifizierung der Schmierschicht zu einer geringen Ausbildung der Hybridschicht. Diese Erklärung scheint eher plausibel.

Für Excite und Clearfil New Bond, als Vertreter der Total-etch Systeme, ist eine feuchte Dentinoberfläche im Sinne des Wet-bonding erwünscht.

Der Vergleich der hier getesteten Adhäsive untereinander und die resultierenden Zughaftfestigkeiten können in ihrer Abstufung durch andere Studien bestätigt werden.

So wiesen wasserbasierende Adhäsive geringere Haftfestigkeiten auf, als Adhäsive mit Aceton oder Ethanol als Lösungsmittel (Jacobsen und Söderholm 1995).

Die Ergebnisse von Oliveira et al. (2004) offenbarten eine demineralisierte Dentinzone unterhalb der vom selbstätzenden Primer gebildeten Hybridschicht. Dies könnte die Haftfestigkeiten gefährden, und ein weiterer Erklärungsansatz für das schlechte Abschneiden von AdheSE sein.

Die Untersuchung der Zughaftfestigkeiten unter besonderer Berücksichtigung der zur Verfügung stehenden Fläche führte für alle hier getesteten Adhäsive zu dem gleichen Ergebnis.

Zwischen den einzelnen Dentinflächen konnten für alle Adhäsivsysteme signifikante Unterschiede ermittelt werden. Die statistische Analyse ergab einen signifikanten Einfluß der verschiedenen Flächen auf die Zughaftung. Es bestätigte sich der umgekehrte Zusammenhang Dentinfläche und Haftfestigkeit. So erreichten alle Adhäsive unabhängig voneinander die höchsten Haftfestigkeiten bei dem kleinsten Flächendurchmesser von 1mm.

Excite erreichte bei 1mm den Maximalwert, im Vergleich zu allen anderen Versuchsgruppen, von 32,00 MPa. Die geringste Zughaftfestigkeit die beim Abzug einer Dentinprobe gemessen wurde (Minimalwert), lag bei 0,11 MPa für AdheSE 4mm.

Innerhalb der Versuchsgruppen Excite und Clearfil New Bond waren die Zughaftfestigkeiten bei 1mm signifikant erhöht, im Vergleich zu den Haftwerten für 2mm, 3mm und 4mm. Für AdheSE 1mm ergab sich eine signifikant erhöhte Zughaftfestigkeit nur in Relation zu AdheSE 4mm. Die Haftkraft bei 4mm für Excite, Clearfil New Bond und AdheSE war in Bezug auf die Dentinfläche mit einem Durchmesser von 1mm, immer signifikant verringert.

In der statistischen Auswertung konnte somit für alle Adhäsivsysteme zwischen den Versuchsgruppen 1mm und 4mm im paarweisen Vergleich ein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. Für Excite und Clearfil New Bond war der Vergleich der Ergebnisse bei 2mm und 3mm zu 1mm ebenfalls signifikant. Beim selbstkonditionierenden Adhäsiv (AdheSE) war dies nicht der Fall. Die beiden Total-Etch Systeme (Excite und Clearfil New Bond) zeigten somit in Bezug auf die Signifikanz ein einheitliches Bild.

Dies könnte darauf hindeuten, dass sich die Verwendung eines Adhäsivsystems, Total-etch oder selbstkonditionierend, in bestimmter Weise auf die Ergebnisse für unterschiedlich große Flächen, und in der Folge auch auf die statistische Auswertung auswirkt.

Ob eine Systematik dahinter steckt bleibt aber in der vorliegenden Studie unklar, da lediglich drei Adhäsivsysteme, zwei Total-etch Systeme und ein selbstkonditionierendes Adhäsiv, untersucht wurden.

Bleibt die Frage, warum die vermeintlich größere Haftfläche (4mm Durchmesser) die geringeren Haftwerte aufweist.

Van Noort et al. (1989) schlussfolgerten, dass bei flachen Dentinproben in Zug- und Scherversuchen die Spannungsverteilung auf der Dentinoberfläche hochgradig uneinheitlich ist. Dies könnte bei ausgedehnteren Flächen, wie in diesem Fall mit einem Durchmesser von 4mm, trotz größerer Haftfläche zum schnelleren Abriss des Komposit Zylinders führen.

Computeranalysen bei Zughaftfestigkeitsmessungen ergaben ein bestimmtes Muster der Stressverteilung, wobei die höchste Stresskonzentration am Rand des Adhäsiv-Komposit Zylinders gemessen wurde (Van Noort et al. 1991).

Der hier sich ergebende Zusammenhang zwischen der Abnahme der Zughaftfestigkeiten bei größer werdender Fläche könnte mit dem größeren Kreisumfang des Zylinders erklärt werden, gemäß der Formel:

$$U = d \cdot \pi$$

(U = Kreisumfang in mm; d = Durchmesser in mm; π = Kreiszahl $\approx 3,14$).

Es ergibt sich bei einem Durchmesser von 4mm ein Kreisumfang von 12,56mm, für 3mm ergibt sich 9,42mm, für 2mm 6,28mm und bei 1mm erhält man entsprechend der Kreiszahl einen Kreisumfang von 3,14mm.

Ein größerer Kreisumfang könnte zu einer Erhöhung der beim Abzug auftretenden Spannungen im Randbereich des Adhäsiv-Komposit Zylinders führen, und eine Erklärung für den umgekehrten Zusammenhang Zughaftfestigkeit und Dentinfläche sein.

Auffällig ist die große Standardabweichung bei 1mm, und kleiner werdende Standardabweichungen bei Prüfkörperdurchmessern von 2mm, 3mm und 4mm. Untersuchungen von Frankenberger et al. (2000) ergaben, dass es beim Auftreten von Applikationsfehlern, erstens zu einem Absinken der absoluten Werte, und zweitens zu einem Anstieg der Standardabweichung kam.

Mit zunehmendem Flächendurchmesser kommt es hier zwar zu einer Erniedrigung der Zughaftfestigkeiten, aber gleichzeitig sinken auch die Standardabweichungen.

Mit abnehmendem Durchmesser der zu untersuchenden Dentinfläche steigen die Standardabweichungen.

Es ergibt sich für Excite bei 1mm der maximale Mittelwert im Vergleich zu allen anderen Versuchsgruppen von 16,20 MPa, aber gleichzeitig auch die höchste Standardabweichung von 10,05.

Dies könnte auf eine geringere Zuverlässigkeit bei der Anwendung der hier applizierten Adhäsivsysteme bei kleiner werdendem Durchmesser der Dentinfläche hindeuten.

Verschiedene Adhäsive produzieren unterschiedliche Versagensmuster (Pashley et al.1995).

Pashley et al. (1995) kamen zu der Erkenntnis, dass bei großen Dentinflächen von ca. 3mm im Durchmesser, in einer Probe sowohl kohäsives, als auch adhäsives Versagen auftrat.

Aber es zeigte sich auch, dass die Höhe der Haftfestigkeiten bei konstantem Prüfkörperdurchmesser ebenfalls einen Einfluß auf den Versagenstyp hatten (Ciucchi et al. 1997). Mit steigender Haftfestigkeit wurde auch vermehrt kohäsives Versagen gefunden.

Die kleinste hier untersuchte Kreisfläche bei einem Durchmesser von 1mm beträgt $0,79\text{mm}^2$. Es ergab sich bei einer Fläche kleiner als $0,4\text{mm}^2$, dass in der qualitativen Analyse das Versagen der Haftung am Dentin zu 100% adhäsiver Natur war (Sano et al. 1994). Die Ergebnisse von Sano et al. wurden als bedeutsam eingestuft, um auf kleiner Fläche eine Messung hoher Haftfestigkeiten ohne kohäsives Versagen in der qualitativen Analyse zu ermöglichen. Dies würde dann die Übertragbarkeit in vitro - in vivo erhöhen, und somit die klinische Relevanz der Ergebnisse steigern.

So ist bei rein adhäsiven Brüchen davon auszugehen, dass auch die tatsächlich erzielte Haftung gemessen wird. Wohingegen bei gemischtem und rein kohäsivem Versagen der Haftverbund entweder ganz, oder teilweise bestehen bleibt.

Die vorliegende Untersuchung erlaubt nur eine rein quantitative Analyse der Ergebnisse.

6 Schlussfolgerungen und Ausblicke

In vivo wird der Haftverbund Dentin – Komposit von zahlreichen Parametern beeinflusst. Diese spezifischen Einflüsse gesamtheitlich auf in vitro Studien zu übertragen scheint utopisch, und umgekehrt der Anspruch in vitro Ergebnisse unverändert in die in vivo Situation zu transferieren. Somit können gewonnene Erkenntnisse aus in vitro Studien eine Tendenz vorgeben, Vorlage für weitere Studien sein und als Grundlage für klinische Langzeitstudien dienen.

Eine Variable in zahlreichen Studien ist die Größe der Dentinfläche, die bei vielen Untersuchungen als Konstante festgelegt wurde (Asmussen 1975; Ciucchi et al. 1997). Wie sich in der vorliegenden, und auch in anderen Untersuchungen zeigte, ändern sich die gemessenen Haftfestigkeiten in Abhängigkeit von der Dentinfläche (Sano et al. 1994; Phrukkanon et al. 1998; Escribano et al. 2003). Je größer die Fläche, umso geringer werden die gemessenen Haftfestigkeiten. Die Größe der Dentinfläche scheint ein limitierender Faktor für die Dentinhaftung, und somit auch für die Haltbarkeit von dentinbegrenzten Füllungen zu sein.

Wo liegen, bezüglich der Größe der zu versorgenden Dentinfläche, die Grenzen für einen zuverlässigen Haftverbund zwischen Dentin und Komposit?

Viele Untersuchungen erfordern relativ große Dentinflächen, die nicht repräsentativ für die Größe von aktuellen Restaurationen sind. Das minimalinvasive Vorgehen führt zu immer kleineren Dentinflächen. Man könnte davon ausgehen, dass je kleiner die Restauration, desto weniger fallen die mit einer Restauration assoziierten Probleme ins Gewicht. Bei der kleinsten hier untersuchten Dentinfläche wurden für alle hier getesteten Adhäsive die höchsten Haftfestigkeiten gemessen.

Effiziente Prophylaxemaßnahmen in Zusammenwirken mit der minimalinvasiven Zahnheilkunde könnte eine Chance für weitere Qualitätssteigerungen in der adhäsiven Füllungstechnologie auf Dentin darstellen. Diese Schlußfolgerung wäre aber nur dann gültig, wenn folgende Prämissen erfüllt sind:

1. abnehmende Größe der Dentinflächen
2. Erhöhung der Haftfestigkeiten
3. Abnahme von kohäsivem Versagen zugunsten einer Zunahme von adhäsivem Versagen
4. minimale bzw. keine Standardabweichung

Selbstätzende Adhäsive erfahren momentan in der klinischen Anwendung eine große Nachfrage. Einmal durch die einfache Anwendung dieser neueren Adhäsive, und zusätzlich trägt auch die erwiesene geringere Techniksensitivität im Vergleich zu den Total-etch Systemen zum Erfolg der selbstätzenden Adhäsive bei.

Probleme, die im Zusammenhang mit selbstätzenden Adhäsivsystemen auftreten können, erfordern aber immer noch Aufmerksamkeit (Oliveira et al. 2004).

Die Ergebnisse dieser Untersuchung lassen für AdheSE keine guten klinischen Ergebnisse für dentinbegrenzte Kavitäten erwarten. Dies muß aber erst in Langzeitstudien überprüft werden. Ob sich die selbstkonditionierenden Adhäsive gegen die Adhäsive unter Anwendung der Total-etch Technik endgültig durchsetzen können bleibt abzuwarten. Fakt ist, dass die Zuordnung eines Adhäsivs in eine bestimmte Gruppe (Total-etch, selbstkonditionierend, One-Bottle, Multi-Bottle usw.) momentan keine Garantie für gute Haftwerte in vitro bietet.

7 Zusammenfassung

Ziel dieser quantitativen in vitro Untersuchung war die Bestimmung der Zugfestigkeit verschiedener Dentinhaftvermittler. Mittels der Simulation der Dentinperfusion mit physiologischer Kochsalzlösung wurde versucht, die in vivo Situation bei der Verarbeitung der Dentinhaftvermittler zu imitieren. Verwendet wurden 120 noch vollständig retinierte, kariesfreie Weisheitszähne, die unter standardisierten Bedingungen präpariert wurden. Die erhaltenen Dentinscheiben hatten eine Schichtdicke von 3,5 mm, und eine Distanz von Dentinoberfläche zu den Pulpenhörnern von $2\text{mm} \pm 0,1\text{mm}$. Sie dienten als Grundlage für die Dentinhaftvermittler, Excite[®] (Ivoclar Vivadent), Clearfil[®] New Bond (Kuraray) und AdheSE[®] (Ivoclar Vivadent), die bei Flächen mit einem Durchmesser von 1, 2, 3 und 4mm, und der Durchführung eines axialen Zugversuchs zu folgenden Ergebnissen führten.

Tabelle 15 Mittelwerte für alle Versuchsgruppen

Mittelwerte in MPa				
Dentinhaftvermittler	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm
Excite	16,20	9,68	6,60	3,92
Clearfil New Bond	15,65	6,86	4,35	3,10
AdheSE	4,81	4,46	3,33	1,30

Anhand der Ergebnisse wird deutlich, dass die Haftkraft und die Fläche in einem umgekehrten Verhältnis zueinander stehen. Bisher veröffentlichte Untersuchungen über die Haftkraft auf unterschiedlich großen Dentinflächen bestätigen die hier vorliegenden Ergebnisse. Desweiteren wird deutlich, dass die zwei getesteten Total-etch Adhäsive wesentlich höhere Zughaftfestigkeiten erreichen als das selbstkonditionierende Adhäsiv AdheSE. Dies trifft für alle hier untersuchten Dentinflächen zu.

8 Literaturverzeichnis

- 1) Al-Salehi SK, Burke FJT: Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quint Int* 1997; 28 (11): 717-723
- 2) Andreaus SB, Bayne SC, Heymann HO, Kanoy BE: Intrapulpal composition and fluid flow effects on dentin bond strength. *J Dent Res* 1989; 67: Abstract 1114
- 3) Asmussen E : Composite restorative resins. *Acta Odont Scand* 1975 ; 33 : 337-344
- 4) Augustin C, Paul SJ, Lüthy H, Schärer P : Perfusing dentine with horse serum or physiologic saline : its effect on adhesion of dentine bonding agents. *J Oral Rehabil* 1998; 25 (8): 596-602
- 5) Baharav H, Brosh T, Pilo R, Cardash H : Effect of irradiation time on tensile properties of stiffness and strength of composites. *J Prosthet Dent* 1997; 77 (5): 471-474
- 6) Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA: Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol* 1982; 11: 439-450
- 7) Berry III EA, Von der Lehr WN, Herrin HK: Dentin surface treatments for the removal of the smear layer: an SEM study. *JADA* 1987; 115: 65-67
- 8) Bhussry BR, Hess WC: Aging of enamel and dentin. *J Gerontol* 1963; 18: 343
- 9) Blunck U, Haller B: Klassifikation von Bondingsystemen. *Quint* 1999; 50 (10): 1021-1033
- 10) Blunck U, Pohl M, Dieker A: Extraktionszeitpunkt und Kavitätenlage bei der In-vitro-Prüfung von Dentinhaftvermittlern. *DZZ* 1990; 45: 639-642

- 11) 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 1962; 3: 112
- 12) Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE : Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues : forces developing in composite materials during hardening. JADA 1983; 106: 475-477
- 13) Boyer DB, Svare CW: The effect of rotary instrumentation on the permeability of dentin. J Dent Res 1981; 60 (6): 966-971
- 14) Brännström M, Johnson G : Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: A scanning electron microscopic investigation. J Prosthet Dent 1974; 31 (4): 422-430
- 15) Cardoso PEC, Carrilho MRO, Francci CE, Perdigão J : Microtensile bond strengths of one-bottle dentin adhesives. Am J Dent 2001; 14 (1): 22-24
- 16) Chappell RP, Cobb CM, Spencer P, Eick JD : Dentinal tubule anastomosis : A potential factor in adhesive bonding ?. J Prostet Dent 1994; 72 (2): 183-188
- 17) Ciucchi B, Bouillaguet S, Russell C: Dentin bonding by general practitioners (The battle of the bonds, Part I). J Dent Res 1997; 76: IADR Abstract 981
- 18) Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J Dent Res 1984; 63(12): 1396-1399
- 19) Davidson CL, Abdalla AI, Dee Gee AJ : An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. J Oral Rehabil 1993; 20: 291-300

- 20) Dippel HW, Borggreven JMPM, Hoppenbrouwers PMM: Morphology and permeability of the dentinal smear layer. *J Prosthet Dent* 1984; 52 (5): 657-662
- 21) Duke ES, Lindemuth J : Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent* 1991; 4: 241-246
- 22) Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE: Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res* 1970; 49 (6): 1359-1368
- 23) Elhabashy A, Swift EJ, Boyer DB, Denehy GE: Effects of dentin permeability and hydration on the bond strengths of dentin bonding systems. *Am J Dent* 1993; 6 (3): 123-126
- 24) Escribano NI, Del-Nero MO, de la Macorra JC: Inverse relationship between tensile bond strength and dimensions of bonded area. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003; 66 (1): 419-424
- 25) Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987; 66 (11):1636-1639
- 26) Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL : Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater* 1993; 9: 2-5
- 27) Ferrari M, Goracci G, García-Godoy F: Bonding mechanism of three “one-bottle” systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. *Am J Dent* 1997; 10: 224-230
- 28) Finger WJ: Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 1988; 1: 184-188
- 29) Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF: Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater* 1992; 8: 265-269

- 30) Frank RM: Etude au microscope electronique de l'odontoblaste et du canalicule dentinaire humain. Arch Oral Biol 1966 ; 11 : 179-199
- 31) Frankenberger R, Krämer N, Sindel J: Zuverlässigkeit der Dentin-Komposit Verbindung mit zwei experimentellen Dentinhaftvermittlern. DZZ 1996; 51: 206-210
- 32) Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A: Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. Oper Dent 1999; 24:147-155
- 33) Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Technique sensitivity of dentin bonding: Effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. Oper Dent 2000; 25: 324-330
- 34) Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M: 'No-bottle vs 'multi-bottle' dentin adhesives – a microtensile bond strength and morphological study. Dent Mater 2001; 17: 373- 380
- 35) Freedman G, Leinfelder K: 7 th generation adhesive systems. Spect Int 2003; 46-49
- 36) Friedl KH, Hiller KA, Schmalz G: Influence of different factors on bond strength of dentin bonding systems. J Dent Res 2000; 79: IADR Abstract 2918
- 37) Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M: Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res 1979; 58 (4): 1364-1370
- 38) Garberoglio R, Brännström M: Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. Arch Oral Biol 1976; 21: 355-359
- 39) Gernhardt CR, Schaller HG, Kielbassa AM: The influence of human plasma used for dentin perfusion on tensile bond strength of different light-curing materials. Am J Dent 2005; 18 (5):318-322

- 40) Geurtsen W: Klinik der Kompositfüllung, Hanser, München 1989, S. 54-57
- 41) Grégoire G, Joniot S, Guignes P, Millas A: Dentin permeability: Self-etching and one -bottle dentin bonding systems. J Prosthet Dent 2003; 90 (1): 42-49
- 42) Gwinnett AJ: The morphologic relationship between dental resins and etched dentin. J Dent Res 1977; 56 (10) : 1155-1160
- 43) Gwinnett AJ: Altered tissue contribution to interfacial bond strength with acid conditioned dentin. Am J Dent 1994; 7 (5): 243-246
- 44) Gwinnett AJ: Moist versus dry dentin: Its effect on shear bond strength. Am J Dent 1992; 5 (3): 127-129
- 45) Gwinnett AJ: Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. Am J Dent 1993; 6 (1): 7-9
- 46) Gwinnett AJ: Smear layer: Morphological considerations. Oper Dent 1984; Supplement 3: 3-12
- 47) Haller B: Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung. zm 1992; 18: 1-13
- 48) Haller B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. DZZ 1994; 49: 750-759
- 49) Haller B, Fritzenschaft A: Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. DZZ 1999; 54 (4): 225-230
- 50) Hannig M, Bott B: Randschlussverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. DZZ 2000; 55 (2): 134-138

- 51) Hansen SE, Swift EJ, Krell KV: Permeability effects of two dentin adhesive systems. *J Esthet Dent* 1992; 4 (5): 169-172
- 52) Heidemann D, Hellwig E, Hickel R, Klaiber B, Staehle HJ: Direkte Kompositrestaurationen – Erweiterte Anwendung im Front- und Seitenzahnggebiet- / Stellungnahme der DGZ und der Hochschullehrer für Zahnerhaltung. *DZZ* 2003; 58 (7): 387, 388
- 53) Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung, 3. Auflage, Urban & Fischer, München · Jena, 2003
- 54) Hickel R, Klaiber B, Ott K, Roulet AF, Schmalz G: Kompositkunststoffe im Seitenzahnggebiet / Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und der DGZ. *DZZ* 1999; 54 (10): 596, 597
- 55) Hinoura K, Miyazaki M, Onose H: Effect of irradiation time to light-cured resin composite on dentin bond strength. *Am J Dent* 1991; 4: 273-276
- 56) Hitmi L, Bouter D, Degrange M: Influenz of drying and HEMA treatment on dentin wetability. *Dent Mater* 2002; 18: 503-511
- 57) Hörsted Bindslev P, Mjör IA: Moderne Konzepte in der Zahnerhaltung, Quintessenz, Berlin · Chicago · London · São Paulo · Tōkyō, 1994
- 58) Ibarra G, Aw TC, Geurtsen W: Substanzschonende Behandlung kariöser Läsionen in der Zahnerhaltung. *DZZ* 2004; 59 (3): 130-140
- 59) Ikami K, Fukushima M, Usami Y, Iwaku M: Effects of surface conditioners on dentin structure. *J Dent Res* 1993; 72: IADR Abstract 861
- 60) Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B : Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001; 3 (3): 237-245

- 61) Jacobsen T, Söderholm KJ: Some effects of water on dentin bonding. Dent Mater 1995; 11: 132-136
- 62) Jodaikin A, Austin JC : Smear layer removal with chelating agents after cavity preparation. J Prosthet Dent 1981; 46: 171
- 63) Jörgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E: Composite wall-to-wall polymerisation contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. Scand J Dent Res 1985; 93 : 276-279
- 64) Kanca J: Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. Quint Int 1992a; 23 (1): 39-41
- 65) Kanca J: Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. Am J Dent 1992b; 5: 213-215
- 66) Kato G, Nakabayashi N: Influence of exposed collagen etched with phosphoric acid to bonding. J Dent Res 1995; 74: IADR Abstract 19
- 67) Ketterl W : Studie über das Dentin der permanenten Zähne des Menschen. Stoma 1961; 14: 79-96 und 148-163
- 68) Ketterl W: Age-induced changes in the teeth and their attachment apparatus. Int Dent J 1983; 33 (3): 262-271
- 69) Klaiber B: Minimal invasive Kariestherapie mit Komposit im Seitenzahngebiet. zm 1998; 88 (10): 62-69
- 70) Kugel G, Ferrari M: The science of bonding: From first to sixth generation. JADA 2000; 131: 20-25
- 71) Kugel G, Habib C, Zammitti S: Enamel and dentin surfaces after treatment with adhesion conditioners using the environmental SEM. J Dent Res 1993; 72: Abstract 2260

- 72) Kulton CG, Qian XJ, Suh BI : Moist Bonding vs Dry Bonding for Three Dental Bonding Systems. J Dent Res 1996; 75: IADR Abstract 2999
- 73) Lacy AM, Perrine CE, Watanabe LG : Effect of light-curing primers on adhesive bond strength to dentin. J Dent Res 1996; 75: IADR Abstract 2945
- 74) Lutz F, Krejci I, Frischknecht A: Lichtpolymerisationsgeräte. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992a; 102 (5): 565-572
- 75) Lutz F, Krejci I, Frischknecht A: Lichtpolymerisation. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992b; 102 (5): 575-582
- 76) Manhart J, Chen HY, Draeger U, Kunzelmann KH, Hickel R: Vickers hardness and depth of cure of light-cured packable composite resins. J Dent Res 2000a; 79: IADR Abstract 1807
- 77) Manhart J, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R : Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen-Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin. DZZ 2000b; 55 (2): 128-133
- 78) Miller WA, Eick JD, Neiders ME: Inorganic Components of the Peritubular Dentin in Young Human Permanent Teeth. Caries Res 1971; 5: 264-278
- 79) Mitchem JC, Gronas DG : Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. JADA 1986; 113: 285-287
- 80) Mjör IA, Nordahl I: The Density And Branching of Dentinal Tubules in Human Teeth. Arch Oral Biol 1996; 41 (5): 401-412
- 81) Moll K, Park HJ, Haller B: Effect of simulated pulpal pressure on dentin bond strength of self-etching bonding systems. Am J Dent 2005; 18 (5): 335-339

- 82) Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982; 16: 265-273
- 83) Nalbandian J: Age changes in human teeth. *J Dent Res* 1959; 38 (4): Abstract 73
- 84) Nathanson D, Ashyeri N : Effect of bonding conditions on single component dentin adhesives. *J Dent Res* 1997; 76 : Abstract 977
- 85) Nikaido T, Kunzelmann K-H, Ogata M, Harada N, Yamagushi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J : The in vitro dentin bond strength of two adhesive systems in class I cavities of human molars. *J Adhes Dent* 2002; 4 (3): 1-39
- 86) Nolden R : Kompositionen – Füllungskunststoffe. In: Sauerwein E: *Zahnerhaltungskunde*. Thieme, Stuttgart 1985, S. 74-86
- 87) Nordenvall KJ: Enamel bond composite fillings in etched cavities. The appearance of resin surfaces facing enamel and dentine. *Swed Dent J* 1978; 2: 141-150
- 88) Oliveira SSA, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW Jr: The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 2003; 19: 758-767
- 89) Oliveira SSA, Marshall SJ, Habelitz S, Gansky SA, Wilson RS, Marshall Jr GW: The effect of a self-etching primer on the continuous demineralization of dentin. *Eur J Oral Sci* 2004; 112: 376-383
- 90) Outhwaite WC, Livingston MJ, Pashley DH: Effects of changes in surface area, thickness, temperature and post-extraction time on human dentine permeability. *Arch Oral Biol* 1976; 21: 599-603

- 91) Ozök AR, Wu M-K, ten Cate JM, Wesselink PR: Effect of perfusion with water on demineralisation of human dentin in vitro. *J Dent Res* 2002; 81 (11): 733-737
- 92) Ozök AR, Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR: Effect of dentin perfusion on the sealing ability and microtensile bond strengths of a total-etch versus an all-in-one adhesive. *Dent Mater* 2004; 20 (5): 479-486
- 93) Pashley DH: Smear layer: Physiological considerations. *Oper Dent* 1984; Supplement 3: 13-29
- 94) Pashley DH: The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent* 1992; 17: 229-242
- 95) Pashley DH, Ciucchi B, Sano H: Dentin as a bonding substrate. *DZZ* 1994;49:760-763
- 96) Pashley DH, Michelich V, Kehl T: Dentin permeability: Effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent* 1981a; 46 (5): 531-537
- 97) Pashley DH, Nelson R, Pashley EL: In-vivo fluid movement across dentine in the dog. *Arch Oral Biol* 1981b; 26: 707-710
- 98) Pashley DH, Andringa HJ, Derkson GD, Derkson ME, Kalathoor SR: Regional variability in the permeability of human dentine. *Arch Oral Biol* 1987; 32 (7): 519-523
- 99) Pashley DH: In vitro simulations of in vivo bonding conditions. *Am J Dent* 1991; 4: 237-240
- 100) Pashley EL, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA: Scanning electron microscopy of the structure of smear layer in human dentin. *Arch Oral Biol* 1988; 33: 265-270

- 101) Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho M: Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater* 1995; 11: 117-125
- 102) Pashley DH, Carvalho RM, Tay FR, Agee KA, Lee KW: Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *Am J Dent* 2002; 15: 97-102
- 103) Paul SJ, Schärer P: Scherfestigkeit von Dentinhaftmitteln unter intrapulparem Druck und Temperaturwechsel. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1993; 103 (6): 709-714
- 104) Perdigão J, Lopes M : Dentin Bonding – Questions for the New Millenium. *J Adhes Dent* 1999; 1 (3): 191-209
- 105) Perdigão J, Van Meerbeck B, Lopez MM, Ambrose WW: The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 1999; 15: 282-295
- 106) Peters MC, McLean ME: Minimally invasive operative care. II. Minimally invasive techniques and materials: an overview. *J Adhes Dent* 2001; 3: 17-31
- 107) Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ: The influence of cross-sectional shape and surface area on microtensile bond test. *Dent Mater* 1998; 14: 212-221
- 108) Prati C, Pashley DH, Montanari G: Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater* 1991; 7: 54-58
- 109) Prati C, Pashley DH: Dentin wetness, permeability, thickness and bond strength of adhesive systems. *Am J Dent* 1992; 5: 33-38
- 110) Price RB, Doyle G, Murphy D: Effects of composite thickness on the shear bond strength to dentin. *J Can Dent Assoc* 2000; 66: 35-39
- 111) Quist V, Quist J: Replica patterns on composite restorations performed in vitro with different acid-etch procedures and dentin adhesives. *Scand J Dent Res* 1987; 95: 87-93

- 112) Reeder OW, Walton RE, Livingston MJ, Pashley DH : Dentin Permeability : Determinants of Hydraulic Conductance. *J Dent Res* 1978; 57 (2): 187-193
- 113) Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RHM: Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater* 2004; 20: 669-676
- 114) Retief DH, Austin JC, Fatti LP : Pulpal response to phosphoric acid. *J Oral Pathol* 1974; 3: 114-122
- 115) Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW: Effect of Light Intensity and Exposure Duration on Cure of Resin Composite. *Oper Dent* 1994; 19: 26-32
- 116) Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH: Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994; 10: 236-240
- 117) Schaller HG, Götze W: Der Einfluß verschiedener Dentinhaftvermittler auf die Dentinpermeabilität. *DZZ* 1993; 48: 728-732
- 118) Schaller HG, Kielbassa AM, Daiber B: Die Zughaftung verschiedener Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit von der Dentinpermeabilität. *DZZ* 1994; 49: 830-833
- 119) Schaller HG, Kielbassa AM, Hahn P, Attin T, Hellwig E: Die Haftung von Dentinhaftvermittlern an kariös verändertem Dentin. *DZZ* 1998; 53: 69-72
- 120) Schaller HG: Schmelz- und Dentinhaftung. *DZZ* 1999; 6: 54-60
- 121) Schröder HE : *Orale Strukturbiologie*, 4. Auflage, Thieme, Stuttgart 1992
- 122) Soltész U : Polymerisationschrumpfung einiger neuerer Komposit-Füllungswerkstoffe. *zm* 1998; 88 (11): 52-54

- 123) Stenvik A, Iversen J, Mjör IA: Tissue pressure and histology of normal and inflamed tooth pulps in macaque monkeys. *Arch Oral Biol* 1972; 17: 1501-1511
- 124) Sudsangiam S, Van Noort R: Do Dentin Bond Strength Tests Serve a Useful Purpose?. *J Adhes Dent* 1999; 1 (1): 57-67
- 125) Swift Jr EJ, Pereira PNR: Critical appraisal / Self-etching primers: Part I: *J Esthet Dent* 2000; 12 (2): 111-116
- 126) Tagami J, Tao L, Pashley DH: Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 1990; 6: 45-50
- 127) Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S: Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater* 1993; 8: 136-138
- 128) Tay FR, Gwinnett JA, Wei SHY: Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater* 1996; 12: 236-244
- 129) Tay FR, Pashley DH: Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001; 17(4): 296-308
- 130) Thomas HF : The dentin-predentin complex and its permeability : anatomical overview. *J Dent Res* 1985; 66: 607-612
- 131) Therkla LG, Brown AC, Hainisch AP, Mitchem JC : Testing sealing properties of restorative materials against moist dentin. *J Dent Res* 1987; 66 (12): 1758-1764

- 132) Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CAO, Tay FR, Carvalho RM : Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent* 2003 ; 16 (5) : 292-298
- 133) Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992; 71(8): 1530-1540
- 134) Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G : The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26 (1): 1-20
- 135) Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G: A critique of bond strength measurements. *J Dent* 1989; 17: 61-67
- 136) Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S: The effect of local interfacial geometry on the measurement of tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 1991; 70 (5) : 889-893
- 137) Vojinović O, Nyborg H, Brännström M: Acid treatment of cavities under resin fillings: Bacterial growth in dentinal tubules and pulpal reactions. *J Dent Res* 1973; 52 (6) : 1189-1193
- 138) Yap AUJ, Wong NY, Siow KS: Composite Cure and Shrinkage Associated with high Intensity Curing Light. *Oper Dent* 2003; 28 (4): 357-364
- 139) Yesilyurt C, Bulucu B: Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract* 2006; 7 (2): 26-36
- 140) Zheng L, Pereira PNR, Nakajima M, Sano H, Tagami J : Relationship Between Adhesive Thickness and Microtensile Bond Strength. *Oper Dent* 2001; 26: 97-104

9 Thesen

- 1) Die Weiterentwicklung von Systemen zur frühzeitigen Kariesdiagnostik und Kariesmonitoring werden sich in Zukunft in einer Abnahme der Kavitätengröße und folglich auch in der Größe der zu versorgenden Dentinfläche widerspiegeln.
- 2) Die Entwicklung minimalinvasiver Präparationssysteme, optimierte Adhäsive und verbesserte Füllungswerkstoffe ermöglichen Behandlungskonzepte, bei denen die maximal mögliche Erhaltung von Zahnhartsubstanz im Vordergrund steht.
- 3) Zu den Einsatzgebieten direkter Kompositrestaurationen gehören kavitätenbezogene Restaurationen zur Rekonstruktion der ursprünglichen Zahnkontur, genauso wie kavitätenunabhängige Restaurationen zur Zahnumformung bzw. Formkorrektur.
- 4) Seit Anfang bis Mitte der 90er Jahre liegen neue wissenschaftliche Erkenntnisse vor um ein „Totalbonding“, also einschließlich des Dentins, in der klinischen Anwendung empfehlen zu können.
- 5) Trotz großer Fortschritte in der Entwicklung bleiben eine sorgfältige Matrizentechnik im approximalen Bereich, ein wirksames Adhäsiv, die Anwendung der Schichttechnik beim Einbringen des Komposits, und die Erzielung einer ausreichenden Polymerisation Grundvoraussetzungen für eine qualitativ hochwertige, plastische, direkte Restauration.
- 6) In den 90er Jahren waren Worte wie „Total-etch“ und „Total-bond“ der aktuelle Stand der Wissenschaft, momentan zeigt sich ein Trend hin zu den selbstkonditionierenden Adhäsiven, die in vivo ihre Leistungsfähigkeit erst durch Langzeitstudien im Vergleich zu Total-etch Systemen unter Beweis stellen müssen.

- 7) Versuche zur Feststellung der Zugfestigkeiten bieten die Möglichkeit vor der klinischen Anwendung Adhäsive zu testen, und somit in vitro eine Vorevaluation vorzunehmen. Ferner ist durch Variationen im Versuchsdesign die Möglichkeit gegeben, in vitro die Auswirkung verschiedener Parameter auf die Haftkraft zu testen.
- 8) In der vorliegenden Untersuchung wurde die Dentinhaftung von zwei Total-etch Adhäsiven und einem selbstkonditionierenden Zweikomponenten-Adhäsiv unter der Simulation der Dentinperfusion ermittelt.
- 9) Aus 120 kariesfreien, menschlichen Weisheitszähnen wurden insgesamt 40 Dentinproben einem Adhäsiv zugeordnet und davon wurden jeweils 10 Proben unter Berücksichtigung der Größe der Dentinfläche eingeteilt. Nach Durchführung eines axialen Zugversuchs wurden die Haftkräfte bestimmt, die Ergebnisse quantitativ beurteilt, und statistisch ausgewertet.
- 10) Im Vergleich zu den Total-etch Systemen kann man das Abschneiden von AdheSE, ein selbstätzendes Zweikomponenten-Adhäsiv, als schlecht beurteilen, was jedoch aufgrund von bisher kaum verfügbaren Vergleichsstudien kritisch betrachtet werden muß.
- 11) Die ermittelten Zughaftfestigkeiten ergaben einen umgekehrten Zusammenhang zwischen der Größe der Dentinfläche und der Haftkraft auf Dentin. Je kleiner die Dentinfläche, umso größer war die ermittelte Zughaftfestigkeit.
- 12) Je kleiner die zu klebende Dentinfläche, umso weniger fallen die mit dieser Form der Restauration assoziierten Probleme ins Gewicht.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Elke Kleerbaum, geb. Sombetzki
Geburtsdatum	23.01.1973
Geburtsort	Dülmen
Wohnort	79104 Freiburg im Breisgau, Sonnhalde 51
Staatsangehörigkeit	deutsch
Konfession	römisch-katholisch
Familienstand	verheiratet

Schulbildung

1979-1983	Grundschule St. Mauritius in Hausdülmen
1983-1992	Clemens-Brentano-Gymnasium in Dülmen
Juni 1992	Abitur

Ausbildung

1992-1995	Ausbildung zur Zahntechnikerin an der Westfälischen Wilhelms-Universität in Münster
-----------	-------------------------------------------------------------------------------------

Studium

1995-2001	Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
-----------	---------------------------------------------------------------------------

Approbation als Zahnärztin

17.12.2001

Berufstätigkeit

Februar 2002 - Juli 2004 seit Oktober 2004	Tätigkeit als Assistentin in verschiedenen Praxen Tätigkeit als Entlastungsassistentin Praxis Dr. Albrich, Freiburg – Munzingen
zusätzlich seit Oktober 2006	Tätigkeit als Entlastungsassistentin Praxis Dr. Effelsberg, Freiburg
seit Juli 2007	Tätigkeit als angestellte Zahnärztin / halbtags Praxis Dr. Effelsberg
seit Januar 2009	niedergelassene Zahnärztin / Gemeinschaftspraxis Dr. Effelsberg und Kleerbaum, Freiburg

Selbstständigkeitserklärung

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

Freiburg, Januar 2010

A handwritten signature in blue ink, consisting of a stylized 'E' followed by a series of loops and a long horizontal stroke.

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.

Freiburg, Januar 2010

A handwritten signature in blue ink, identical to the one above, consisting of a stylized 'E' followed by a series of loops and a long horizontal stroke.

Danksagung

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

Mein Dank gilt insbesondere Frau Dr. med. dent. K. Bekes für die Hilfsbereitschaft bei der Lösung von Problemen mit der Zugmaschine.

Meinen Eltern möchte ich ganz besonders danken. Ihre stetige, außergewöhnliche Unterstützung hat vieles erst möglich gemacht.