

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie  
des Universitätsklinikums Halle (Saale)  
(Direktor: Prof. Dr. Hans-Günter Schaller)

**Der Einfluss verschiedener Flächengrößen in In-vitro-Untersuchungen  
zur Beurteilung der Zugfestigkeit moderner Dentinhaftvermittler**

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

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

von Silke Schäfer (geb. Popella)  
geboren am 19. Februar 1976 in Schwerte

Gutachter: 1. PD Dr. Gernhardt  
2. Prof. Dr. Dr. Fuhrmann  
3. Prof. Dr. Haak (Leipzig)

17.05.2011

25.01.2012

## Referat

Werden Adhäsivsysteme in vitro untersucht, ist bekannt, dass zahlreiche Faktoren die ermittelten Haftwerte beeinflussen. Insbesondere Versuchsaufbau, Probenform und Größe sind dabei ausschlaggebend.

Das Ziel dieser In-vitro-Studie war, die Bedeutung der Dentinoberflächengröße für die Zugfestigkeit von Haftvermittlersystemen in Labortests darzustellen. Die hierbei untersuchten Dentinoberflächen wiesen Durchmesser von 1 mm (0,78 mm<sup>2</sup>), 2 mm (3,14 mm<sup>2</sup>), 3 mm (7,07 mm<sup>2</sup>) und 4 mm (12,56 mm<sup>2</sup>) auf. Es wurden 120 frisch extrahierte, kariesfreie Weisheitszähne nach einer standardisierten Methode zu 3,5 mm starken Scheiben präpariert. Diese Dentinproben wurden in 12 Gruppen eingeteilt, wobei jede einzelne Gruppe 10 Proben umfasste. Die Zugfestigkeit verschiedener Adhäsive wurde 15 Minuten nach Applikation und Lichthärtung des Kompositmaterials Tetric<sup>®</sup>Ceram A2 (Firma Vivadent) für die jeweiligen Dentinflächen durch eine Universalprüfmaschine (Zwick Z005) ermittelt. Die verwendeten Adhäsiv-Systeme waren Excite<sup>®</sup> (Firma Vivadent), Clearfil<sup>®</sup> New Bond (Firma Kuraray) und AdheSE<sup>®</sup> (Firma Vivadent). Die höchste mittlere Zugfestigkeit mit einem Wert von 18,49 MPa und einer Standardabweichung von 10,39 MPa wurde bei einem Durchmesser von 1 mm (0,78 mm<sup>2</sup>) unter Verwendung von Clearfil<sup>®</sup>New Bond festgestellt. Der niedrigste mittlere Wert von 3,14 MPa und einer Standardabweichung von 1,34 ergab sich beim Durchmesser von 4 mm (12,56 mm<sup>2</sup>) und der Verwendung von AdheSE<sup>®</sup>.

Die statistische Analyse zeigte einen signifikanten Einfluss der untersuchten Dentinoberflächengrößen auf die Zugfestigkeit ( $p \leq 0,001$ ; ANOVA). Diese Beobachtung traf auf alle getesteten Adhäsiv-Systeme zu.

Die in dieser Untersuchung erzielten Ergebnisse zeigen, dass die Dimension der Dentinhaftfläche in In-vitro-Untersuchungen für die Zugfestigkeitswerte von entscheidender Bedeutung ist. Das Wirkungsprinzip und die Art der Anwendung der Haftvermittlersysteme scheinen in diesem Fall keinen Einfluss darauf zu nehmen. Die in vitro gewonnenen Daten lassen lediglich die Effizienz von Adhäsivsystemen beurteilen. Ein direkter klinischer Bezug ist aufgrund der intraoral beeinflussenden Faktoren nicht möglich. Bereits bekannte Unterschiede zwischen In-vitro-Tests und klinischen Untersuchungen könnten darin eine Erklärung finden.

Schäfer (geb. Popella), Silke: Der Einfluss verschiedener Flächengrößen in In-vitro-Untersuchungen zur Beurteilung der Zugfestigkeit moderner Dentinhaftvermittler  
Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 66 Seiten, 2011

<b>Inhaltsverzeichnis</b>		<b>Seite</b>
<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Dentin	2
1.2	Dentin nach Präparation	3
1.3	Entwicklung und Wirkungsweise von Dentinhaftvermittlern	4
1.4	Grundlagen der Haftung an Schmelz und Dentin	6
1.5	Untersuchungsmöglichkeiten von Dentinhaftvermittlern	9
1.6	Dentinhaftung und Dentinhaftflächen	11
1.7	Komposite	12
1.8	Ziel der Untersuchung	14
<b>2</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>15</b>
2.1	Material	15
2.1.1	Zähne und Aufbewahrungslösung	15
2.1.2	Konditionierer	15
2.1.3	Dentinhaftvermittler	15
2.1.4	Komposit	17
2.2	Methode	17
2.2.1	Präparation der Prüfkörper	17
2.2.2	Herstellung der Zugproben	18
2.2.3	Verarbeitung der verschiedenen Dentinhaftvermittler	21
2.2.4	Verarbeitung des Komposits	22
2.2.5	Versuchsgruppeneaufstellung	23
2.2.6	Durchführung der Zugversuche und quantitative Analyse	23
2.2.7	Statistische Erfassung	24
<b>3</b>	<b>Ergebnisse und Statistik</b>	<b>25</b>
3.1	Ergebnisse	25
3.1.1	Dentinprobendurchmesser 1 mm	26
3.1.2	Dentinprobendurchmesser 2 mm	27
3.1.3	Dentinprobendurchmesser 3 mm	28
3.1.4	Dentinprobendurchmesser 4 mm	29
3.1.5	Probendurchmesser unter Verwendung des Haftvermittlers Excite®	30

3.1.6	Probendurchmesser unter Verwendung des Haftvermittlers Clearfil®New Bond	31
3.1.7	Probendurchmesser unter Verwendung des Haftvermittlers AdheSE®	32
3.2	Statistik	33
<b>4</b>	<b>Diskussion</b>	<b>35</b>
4.1	Versuchsaufbau und Durchführung	35
4.1.1	Verwendete Zähne	35
4.1.2	Herstellung der Dentinscheiben	36
4.1.3	Dentinhaftvermittler	37
4.1.4	Polymerisation	39
4.1.5	Zugversuch	41
4.2	Diskussion der Ergebnisse	43
4.3	Schlussfolgerung	48
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>50</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>51</b>
<b>7</b>	<b>Thesen</b>	<b>65</b>

## Abkürzungen

Die Darstellung physikalischer Größen und deren Berechnungen erfolgten auf Basis der SI-Einheiten und deren Ableitungen.

Abb.	Abbildung
Al	Aluminium
ANOVA	Analysis of Variance
Ba	Barium
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
BPDM	Bisphenyl-Dimethacrylat
C-Faktor	Konfigurationsfaktor / configuration factor
EDTA	Ethylendiamintetraacetat
FEA/FEM	Finite Element Analysis / Finite Element Method
Gew%	Gewichtsprozent = Gewichtsanteil in Prozent
HEMA	Hydroxyethyl-Methacrylat
Vol%	Volumenprozent = Volumenanteil in Prozent
4-META	4-Methacryloyl-Oxyethyl-Trimellitat-Anhydrid
MTT	Microtensile-Test
NaCl	Natrium-Chlorid
NPGGMA	N-Phenyl-Glycin-Glycidyl-Methacrylat
PMMA	Polymethyl-Methacrylat
P-Phenyl	Methacryloyl-Oxyethyl-Phenyl-Hydrogenphosphat
Tab.	Tabelle
UDMA	Urethan-Dimethacrylat

## **1 Einleitung**

Der Wunsch nach zahnfarbenen Restaurationen aus Komposit, Kompomer oder Keramik trat in den vergangenen Jahren durch ein wachsendes Ästhetikbewusstsein und die zunehmende Ablehnung des Amalgams immer mehr in den Vordergrund. Durch die Weiterentwicklung der Adhäsiv-Technologie ist das Anwendungsspektrum der Komposite in der zahnärztlichen Füllungstherapie erheblich erweitert worden, was im Wesentlichen der Dentinhaftung zuzuschreiben ist. Trotz dieser stetigen Verbesserung stellt die Tendenz zur Randspaltbildung, als Folge der Polymerisationsschrumpfung mit anschließender Bakterienbesiedlung der Kavität und Entstehung von Sekundärkaries, nach wie vor ein Problem dar.

Die Grundlagen der adhäsiven Zahnheilkunde liegen etwa 50 Jahre zurück. Seitdem ist die Säure-Ätz-Technik für das Schmelzbonding in unveränderter Form erfolgreich. Die Entwicklung der Dentinhaftvermittlersysteme ist das Ergebnis langjähriger, intensiver Forschung.

Untersuchungen, die die Haftfestigkeiten des Dentinbondings ermittelten, wurden schon im Zuge der Einführung der Säure-Ätz-Technik im Jahre 1955 durch Buonocore und der Entwicklung des Bowen-Monomers vorgenommen.

Zahlreiche Studien zeigten einen Zusammenhang zwischen den ermittelten Haftfestigkeiten und der gewählten Testmethode, wie zum Beispiel Zug- oder Schertests (Van Noort et al., 1989; Fowler et al., 1992) und dem von Sano et al. 1994 entwickelten Microtensile-Test. Andere Untersuchungen legten das Hauptaugenmerk auf eine möglichst genaue Simulation der klinischen Bedingungen, was im Wesentlichen die Dentinperfusion, Wasserlagerung und Temperaturwechsel betraf (Takemori et al., 1993; Paul und Schärer, 1993; Nystrom et al., 1998). Außerdem konnte gezeigt werden, dass Faktoren, wie Form und Größe der Proben, die Zugvorrichtung und die Zuggeschwindigkeit die Haftwerte beeinflussen (Betamar et al., 2007; Poitevin et al., 2008). Sano et al. beobachteten in ihrer Studie 1994 einen Anstieg der Haftwerte bei kleiner werdenden Dentinoberflächengrößen. Nur wenige der neueren Untersuchungen versuchten diesen Aspekt näher zu beleuchten.

Das Ziel dieser Studie ist, den Einfluss vier unterschiedlich großer Dentinhaftoberflächen auf die Zugfestigkeiten dreier Dentinhaftvermittlersysteme zu ermitteln.

## 1.1 Dentin

Die Hauptmasse des Zahns wird durch das Dentin gebildet und verleiht diesem seine individuelle Gestalt (Schroeder, 1976). Als einzige innervierte Hartsubstanz des Zahns (Pashley, 1989) umschließt es das Pulpengewebe und wird koronal vom Schmelz und im apikalen Bereich vom Zement überzogen (Schroeder, 1976).

Das Dentin gleicht in seiner chemischen Zusammensetzung eher dem Wurzelzement und Knochen als dem Zahnschmelz. Mit 30 Vol% ist der Gehalt an organischer Substanz wesentlich höher als beim Schmelz, mit nur 2 Vol%. Der Mineralanteil des Dentins setzt sich im Wesentlichen aus Kalzium und Phosphor zusammen, wobei das Gewichtsverhältnis bei 1:2,13 liegt (Weatherell und Robinson, 1973). Die organische Matrix wird zu 91% - 92% aus Kollagen und zu 8% - 9% aus nichtkollagener Grundsubstanz gebildet (Smillie, 1973; Jones und Leaver, 1974). Außerdem finden sich im Dentin geringe Mengen an Karbonaten und Magnesium, sowie eine Reihe von Spurenelementen, wobei höhere Konzentrationen von Fluor, Blei und Zink im pulpennahen Bereich vorkommen (Weatherell und Robinson, 1973). Die Struktur des Dentins wird durch die Odontoblasten mit ihren Fortsätzen, den periodontoblastischen Raum und die Dentinkanälchen gebildet. Desweiteren erfolgt eine Unterteilung in peritubuläres, intertubuläres und Mantel-Dentin (Schroeder, 1976). Dabei wird die mineralisierte, kollagene Matrix von parallel verlaufenden, langen, schmalen Gängen durchzogen. Diese als Dentintubuli bezeichneten Kanälchen sind senkrecht zur Schmelz-Dentin-Grenze angeordnet. Mit einer Dichte von 40.000 Kanälchen pro 1 mm<sup>2</sup> verleihen sie dem Dentin eine sehr poröse Struktur (Garberoglio und Brännström, 1976). Zahlreiche kollagene Fasern bilden ein Flechtwerk quer zur Verlaufsrichtung der Kanälchen. Abhängig von der Lokalität unterscheidet sich die Anzahl der Dentintubuli signifikant, wobei die Anzahl der Verzweigungen in Regionen geringer Dichte beträchtlich ist (Mjör und Nordahl, 1996). Zur Pulpa hin nehmen Dichte und Durchmesser der Dentinkanälchen zu (Garberoglio und Brännström, 1976). Diese werden von den Fortsätzen der Odontoblasten gefüllt, die als nicht mehr teilungsfähige Zellen im Randbereich des Pulpengewebes an der inneren Dentinoberfläche liegen (Schroeder, 1976). Zwischen der Zytoplasmamembran der Fortsätze und der Kanalwand entwickelt sich häufig der sogenannte periodontoblastische Raum (Frank, 1966). Die Kanalwand der Dentinkanälchen wird vom peritubulären Dentin ausgekleidet, das intertubuläre Dentin trennt diese voneinander. Es ist weniger dicht mineralisiert und weniger röntgenopak als das peritubuläre Dentin. Miller et al. (1971) zeigten in ihrer Untersuchung, dass die Mineralisation des peritubulären Dentins bis zu 9% stärker sein

kann. Parallel zur Schmelz-Dentin- und Dentin-Zement-Grenze verläuft das Mantel-Dentin, welches im Verhältnis zum sogenannten zirkumpulpalen Dentin weniger dicht mineralisiert ist (Mjör, 1966) und die äußere Dentinschicht darstellt.

Der Volumenanteil von Hartgewebe (mineralisierte Dentinmatrix) und Weichgewebe (Zytoplasma der Odontoblastenfortsätze) variiert in den unterschiedlichen Dentinregionen und unterliegt im Laufe des Alterns starken Veränderungen (Ketterl, 1961). So ist das Dentin alter Menschen durch eine kontinuierliche Verengung des Lumens der Dentinkanälchen gekennzeichnet, sowie durch Flüssigkeitsreduktion und einer abnehmenden Sensitivität (Ketterl, 1983). Die Anzahl der Dentinkanälchen pro Flächeneinheit bleibt während des ganzen Lebens konstant (Ketterl, 1961).

## **1.2 Dentin nach Präparation**

Werden Schmelz oder Dentin geschliffen, gehen die normalen Strukturmerkmale des dentalen Gewebes verloren und es lagert sich auf der Oberfläche eine Schicht aus Schleifstaub ab. Diese, als Smear Layer bezeichnete Schmierschicht entsteht unabhängig von der Bearbeitungsmethode und dem verwendeten Instrumentarium (Pashley, 1984). Auch ein kühlendes Wasserspray kann die Ablagerung schmieriger Trümmer auf der Dentinoberfläche bei der Präparation nicht verhindern, allenfalls kann diese reduziert und die Verteilung eingeschränkt werden (Pashley, 1984, Gwinnett, 1984).

Die Zusammensetzung der Schmierschicht ist durch organische und anorganische Regionen innerhalb des Dentins und durch die prozentuale Anzahl der Dentintubuli geprägt (Suzuki und Finger, 1988). Eick et al. fanden 1970 heraus, dass der Smear Layer aus einem bis zu 0,5 µm dicken, organischen Film besteht. In diesem befinden sich Partikel aus Apatit, deren Größe zwischen 0,5 µm und 15 µm liegen (Gwinnett, 1984). Unter dem Elektronenmikroskop betrachtet, erscheint der Smear Layer rau, schmierig, mit obliterierten Tubulusöffnungen, welche in unterschiedlicher Anzahl Blut, Speichel, Bakterien, Schmelz und Dentinpartikel enthalten (Brännström und Johnson, 1974).

Morphologie und Charakter werden wesentlich durch das verwendete Instrumentarium bei der Bearbeitung beeinflusst, wobei ein signifikanter Unterschied zwischen der Verwendung von Diamanten und Bürsten besteht. Generell produzieren Diamanten eine größere Oberfläche (Gwinnett, 1984).



Während die Notwendigkeit der Entfernung der Schmierschicht zur Optimierung der Haftung von Restaurationen an Dentin und Schmelz heute unumstritten ist, besteht ein wichtiges Problem bezüglich der Schutzrolle solcher Schmierschichten (Gwinnett, 1984). Bei deren Entstehung gelangen Schleiftrümmer in jedes Dentinkanälchen und bilden einen Schmierpfropf (Smear Plug). In der Regel sind diese Pfropfen 1  $\mu\text{m}$  – 2  $\mu\text{m}$  lang, können aber auch bis zu 10  $\mu\text{m}$  Länge erreichen. Sie reduzieren die Dentinpermeabilität mehr als der darüber liegende Smear Layer (Pashley, 1990) und bieten offenbar größeren Schutz zur Verhinderung des Bakterienwachstums in den Kanälchen (Vojinovic et al., 1973).

Die Gegenwart des Smear Layers verringert jedoch die Haftung von Dentinhaftvermittlern aufgrund der geringeren kohäsiven Kräfte, die ihn zusammen- und am Dentin halten. Wird er entfernt, steigt die Haftung, doch gleichzeitig erhöht sich die Reaktion der Pulpa, wenn die Haftung nicht überall perfekt ist (Pashley, 1990). Bakterien können so in die Dentintubuli gelangen, wohingegen bei nicht behandelten Kavitäten diese in der Schmierschicht verbleiben und (oder) durch histologische Prozesse verloren gehen (Bergenholtz et al., 1982). Brännström et al. stellten fest, dass Toxine aus einem Belag aus Bakterien unterhalb der Restauration der einzige Grund einer Schädigung der Pulpa unter dem Kompositmaterial waren. Demzufolge liegt ein weiterer Grund für die Entfernung der Schmierschicht in der Bakterienelimination.

Eine Entfernung des Smear Layers kann beispielsweise mit Phosphorsäure erfolgen. Säureätzung einer solchen Oberfläche entfernt die Pfropfen in den Öffnungen der Dentinkanälchen und erweitert diese, wobei das peritubuläre Dentin bis zu einer Tiefe von 20  $\mu\text{m}$  entfernt wird (Vojinovic et al., 1973). Die Durchmesser der Dentinkanälchen liegen dann im Bereich von 3  $\mu\text{m}$  – 5  $\mu\text{m}$ , verglichen mit normalerweise 1  $\mu\text{m}$  – 2  $\mu\text{m}$  (Brännström und Johnson, 1974).

### **1.3 Entwicklung und Wirkungsweise von Dentinhaftvermittlern**

Die Grundzüge der adhäsiven Zahnheilkunde gehen zurück auf das Jahr 1955, als Buonocore feststellte, dass Säuren zur Oberflächenbehandlung genutzt werden können, bevor das Bonding-Harz aufgetragen wird. Er fand heraus, dass mit Phosphorsäure angeätzter Schmelz die Dauer der Haftung bei Wasserlagerung erhöht (Buonocore, 1955).

Dreizehn Jahre später beschrieb Buonocore den Zusammenhang einer verstärkten Haftung an säurebehandelten Flächen mit dem Vorhandensein von prismenähnlichen Fortsätzen, die

vermutlich durch Eindringen des Kunststoffes in Schmelzspalten nach der Säurevorbehandlung hervorgerufen wurden (Buonocore, 1968). Die Vorstellung, dass die Monomer-Harze in die angeätzten Mikroporositäten des angeätzten Schmelzes eindringen und eine mikromechanische Verankerung verursachen, ist bis heute akzeptiert. Frühe Versuche einen Haftverbund zum Dentin herzustellen resultierten in niedrigen Haftwerten (Kugel und Ferrari, 2000). Lange Zeit wurde versucht eine primär chemische Bindung des Komposits an organische Dentinbestandteile herzustellen. Dieses geschah mit Hilfe bifunktioneller Moleküle (Asmussen et al., 1985). Dabei sollte die Bindung des Adhäsivs zum Komposit über Methacrylatgruppen und die Bindung zum Dentin über eine funktionelle Gruppe zur Ionen- oder Chelatbildung (mit den Kalziumionen des Dentins) hergestellt werden (Haller, 1994).

Die Anwendung dieser konventionellen Dentinadhäsive, ohne Vorbehandlung der Schmierschicht, resultierte in niedrigen Haftfestigkeiten von 2 MPa – 6 MPa (Barckmeier und Cooley, 1989). Hinzukommend führte eine Wasserlagerung zu einem Abfall der Haftwerte, was nach Yu et al. (1991) und van Strijp et al. (1993) primär auf eine Auflösung der Schmierschicht zurückzuführen war, weniger auf eine hydrolytische Zersetzung der Adhäsivmoleküle. Diese frühen Entwicklungen können als Systeme der 1. Generation bezeichnet werden.

In den späten 70er Jahren wurde die 2. Generation der Adhäsivsysteme eingeführt. Der Mechanismus, durch den die Haftung der Adhäsive am Dentin hervorgerufen wurde, sollte eine chemische Adhäsion durch Ionenbindung zwischen den negativ geladenen Phosphatgruppen des Komposits und den positiv geladenen Kalziumionen der Schmierschicht, beziehungsweise des Dentins sein (Asmussen, 1985; Asmussen und Munksgaard, 1988). Diese sogenannten Dentinbonder waren Halophosphorester des Bis-GMA, d.h. Phosphatgruppen ersetzen die Hydroxylgruppen (Crispin, 1996). Die Haftfestigkeiten lagen bei 5 MPa bis 7 MPa, wobei Tao et al. 1988 eine unvollständige Penetration des Bonders in die Schmierschicht beschrieben.

Die 3. Generation ist durch eine Entfernung oder Modifizierung der Schmierschicht gekennzeichnet (Nakabayashi und Pashley, 1998). Sie ist charakterisiert durch den Ablauf in mehreren Schritten bis zur Verbindung mit dem Dentin. Anfang der achtziger Jahre wurde von Nakabayashi (1982) ein logischer und weitgehend akzeptierter Mechanismus beschrieben, der als Dentin-Kunststoff-Hybridschicht bezeichnet wird (Nachweis mit 4-META). Zahlreiche Systeme der dritten Generation zeigten eine ähnliche Hybridschichtbildung am konditionierten, intertubulären Dentin (Erickson, 1989; van Meerbeek et al., 1992).

Die Total-Etch-Technik ist eines der Hauptmerkmale der Haftvermittler der 4. Generation (Gwinnett, 1993). Fusayama et al. hatten 1979 zum Ziel, den Bonding-Mechanismus zu vereinfachen und behandelten die komplette Präparation mit 40%-iger Phosphorsäure (Fusayama et al., 1979). Bei den heute gebräuchlichen Systemen wird 20%-ige – 37%-ige Phosphorsäure verwendet. Die Total-Etch-Technik erlaubt das gleichzeitige Anätzen von Schmelz und Dentin für 15 s - 20 s, wobei die Säure zuerst auf den Schmelz und dann auf das Dentin aufgetragen wird.

Bei der 5. Generation der Adhäsivsysteme handelt es sich um sogenannte Ein-Komponenten-Materialien, wobei Primer und Adhäsiv kombiniert sind (Ferrari et al., 1997).

Systeme die selbstkonditionierend und selbstprimernd sind können der 6. Generation zugeordnet werden. In diesem Fall kann auf die klassische Konditionierung mit Phosphorsäure verzichtet werden. Solch ein selbstätzender Primer wurde von Watanabe und Nakabayashi (1993) entwickelt, bestehend aus einer Lösung aus 20% Methacryloyl-Oxyethyl-Phenyl-Hydrogenphosphat (Phenyl-P) und 30% Hydroxyethyl-Methacrylat (HEMA).

Die Adhäsive der 7. Generation entsprechen dem aktuellsten Entwicklungsstand und stellen echte Ein-Komponenten-Systeme dar. Sie erlauben in einem einzigen Schritt das vollständige Ätzen, Primern und Bonden des Schmelzes und der Dentinoberfläche (Freedman und Leinfelder, 2002).

#### **1.4 Grundlagen der Haftung an Schmelz und Dentin**

Als Adhäsion kann das Haften von Körpern aneinander verstanden werden, hervorgerufen durch molekulare Anziehungskräfte. Diese können mechanischer oder chemischer Natur sein, wobei die mechanischen Kräfte bei der Haftung an Schmelz und Dentin die wesentlichste Rolle spielen. Die mechanische Retention erfolgt über Mikroporositäten und raue Oberflächen, die zur Verankerung ausgenutzt werden (Blunck, 1999).

Wird die Schmelzoberfläche angeätzt, entsteht ein retentives Ätzmuster. Eine mikromechanische Verankerung kann erfolgen, wenn ein niedrig visköses Monomer in die Mikroporositäten einfließt und anschließend polymerisiert wird (Buonocore, 1955). Die Haftung am Dentin ist wesentlich schwieriger zu erreichen. Dies ist auf die unterschiedliche Struktur und Morphologie von Schmelz und Dentin zurückzuführen, wobei der wesentlich

höhere Proteingehalt des Dentins ausschlaggebend ist (Nakabayashi et al., 1982). Zudem limitiert die Gegenwart des Smear Layers die Haftung von Dentinadhäsiven aufgrund der relativ niedrigen kohäsiven Kräfte innerhalb des Smear Layers und zum Dentin. Wird er entfernt, steigt die Haftung der Dentinadhäsive (Pashley, 1990). Auch Blunck gab 1999 an, dass ein dauerhafter Verbund zwischen Adhäsiv und Dentin am ehesten durch die Auflösung der Schmierschicht erreicht wird.

Van Meerbeek et al. klassifizierten 1992 die gebräuchlichen Adhäsivsysteme. Seither wird unterschieden zwischen denen, die Schmierschichten entfernen, teilweise auflösen und solchen, die Schmierschichten belassen oder modifizieren.

Systeme, deren Haftmechanismus keine Entfernung der Schmierschicht voraussetzt, werden heute nicht mehr angeboten. Bei diesen Mehr-Komponenten-Präparaten wurde nach selektiver Schmelzätzung zuerst ein nichtkonditionierender Primer und danach das Adhäsiv aufgetragen (Blunck, 1999). Die Primer, bestehend aus hydrophilen, penetrationsfähigen Monomeren und Filmbildnern in saurer Lösung, modifizierten die Schmierschicht, wobei die mangelnde Eigenfestigkeit dieser kunststoffimprägnierten Schicht für das Versagen des Komposit-Dentin-Verbundes verantwortlich war. Bei Scherversuchen trat das Versagen häufig innerhalb dieser Schicht auf. Die modifizierte Schmierschicht verhinderte nicht das Eindringen von Wasser, was langfristig zur Herabsetzung der Haftfestigkeit führte (Haller, 1994).

Es ist möglich zwischen zwei Arten der Schmierschichtentfernung zu unterscheiden (Blunck 1999). Der Smear Layer kann mit Säuren oder anderen Konditionierungsmitteln, wie zum Beispiel mit Ethylendiamintetraacetat (EDTA) oder mit selbstkonditionierenden Monomerlösungen (Primer, Primer-Adhäsive) aufgelöst werden. Im Falle einer Säurekonditionierung werden sowohl die Schmierschicht, als auch die Schmierpfropfen (Smear Plugs) aus den angeschnittenen Dentintubuli entfernt. Dabei nimmt die Dentinpermeabilität zu, wodurch vermehrt Tubulusflüssigkeit austritt und zu einer Benetzung der Dentinoberfläche führt (Brännström und Nordenvall, 1977). Die Permeabilität ist bei Phosphorsäure oder 10%-iger Maleinsäure wesentlich höher als mit EDTA (Haller, 1994). Die Tiefe der Demineralisation beträgt 1  $\mu\text{m}$  – 7,5  $\mu\text{m}$  (van Meerbeek et al., 1992), wobei die Kollagenfasern durch das Auflösen des Hydroxylapatits freigelegt werden (Haller, 1994). Die anschließende Applikation des Haftvermittlers kann, entsprechend dem Generationstyp, in unterschiedlich vielen Schritten erfolgen.

Unter Verwendung von Mehr-Komponenten-Systemen, wie die der 3. Generation, wird das freigelegte Kollagengeflecht von einem Primer, bestehend aus hydrophilen, niedrigviskösen Monomeren, den 4-Methacryloyl-Oxyethyl-Trimellitat-Anhydrid (4-META) und den

Bisphenyl-Dimethacrylaten (BPDM) durchdrungen (Kugel und Ferrari, 2000). Dabei wird der sogenannte Hybridlayer gebildet, eine mit Kunststoff durchsetzte Dentinschicht (Nakabayashi, 1991). Die gute Benetzung des Dentins wird durch die Carboxylgruppen des Primers erreicht, welche ihm die hydrophilen Eigenschaften verleihen. Hydrophobe Methacrylatgruppen orientieren sich auf der Dentinoberfläche nach außen (Crispin, 1996). Eine Stabilisierung erfolgt durch ein Dentinadhäsiv, welches aus amphiphilen Mono- und Dimethacrylaten, wie zum Beispiel 4-META, N-Phenyl-Glycin-Glycidyl-Methacrylat (NPGGMA) sowie Polymethyl-Methacrylat (PMMA) zusammengesetzt ist.

Im Rasterelektronenmikroskop können in vitro produzierte Zapfen von Primer-Monomeren, die in die Tubuli reichen, sichtbar gemacht werden (Crispin, 1996). Dies zeigt, dass auch die Haftung zum Dentin durch eine mikromechanische Verankerung zustande kommt (Nordenvall und Brännström, 1980). Außerdem dringen die Monomere in die eröffneten Dentinkanälchen ein und bilden im Zuge der Polymerisation retentive Kunststoffzapfen, auch als „Tags“ bezeichnet. Diese führen zu einer Verankerung am peritubulären Dentin und verbessern damit die Retention (Tagami et al., 1992; van Meerbeek et al., 1992). Zudem können auch Verzweigungen der Kunststoffzapfen eine Steigerung der Haftfestigkeit bewirken (Chappel et al., 1994).

Wird auf die klassische Konditionierung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure verzichtet, kommt ein saures Primer-Adhäsiv-Gemisch zum Einsatz. Die dabei erzielte Hybridschicht wird durch eine zweite Schicht stabilisiert (Phosphorsäureesterbindung) (Hellwig et al., 2003). Selbstkonditionierende Primer enthalten als Zusatz 0,8% – 4% Maleinsäure, Polyacrylsäure mit Methacrylatgruppen oder saure Monomere (Blunck, 1999), die eine partielle Auflösung der Schmierschicht, eine Demineralisation des intertubulären Dentins und eine Erhöhung der Dentinpermeabilität bewirken (Haller und Fritzenschaft, 1999; van Meerbeek et al., 1992). Ebenso wie bei der Vorbehandlung mit Konditionierungsmitteln und anschließendem Priming werden Kunststoff-Tags und Hybridschicht gebildet (van Meerbeek et al., 1992; Eick, 1993). Verdunstet das Lösungsmittel, kommt es zu einem Ausfällen der zuvor in Lösung gegangenen Schmierschichtbestandteile und es entsteht ein hydrophober Film aus Monomeren mit darin inkorporierten Schmierschichtbestandteilen (van Meerbeek et al., 1992).

Bei Systemen der 4. Generation wird die Säure zuerst auf den Schmelz und dann auf das Dentin aufgetragen. Dabei sollte die Oberfläche feucht sein (wet bonding), um ein Kollagenkollaps zu vermeiden (Kanca, 1992). Im Anschluss wird der Primer aufgetragen, der das freiliegende Kollagengeflecht infiltriert und damit den Hybridlayer bildet (Kanca, 1996). Auch hier komplettiert das Ausbilden von Kunststoffzapfen (Tags) den Bonding-

Mechanismus zwischen Adhäsiv und vorbehandeltem Dentin (Chappel et al., 1994; Mjör und Nordahl, 1996).

Die Systeme der 5., 6. und 7. Generation unterliegen dem gleichen Wirkmechanismus, unterscheiden sich jedoch in Anzahl und Kombination der Arbeitsschritte.

## **1.5 Untersuchungsmöglichkeiten von Dentinhaftvermittlern**

Viele Jahre kamen bei In-vitro-Studien hauptsächlich konventionelle Zugversuche und Schertests zum Einsatz, mit deren Hilfe Daten gesammelt, verglichen und somit Aussagen über die Qualität von Dentinhaftvermittlern gemacht werden konnten (Cardoso et al., 2002). Bei Schertests wirkt die Kraft parallel und bei Zugversuchen entgegengesetzt zur Probenoberfläche (Cavalcante et al., 2006). Die Bewertung dieser Untersuchungen war von jeher sehr unterschiedlich. So führten nach Finger 1988 beide Versuchsarten zu unterschiedlichen Ergebnissen und lieferten folglich keine vergleichbaren Werte. Sano et al. (1994) hingegen berichteten von relativ einheitlichen Mittelwerten in der Gegenüberstellung konventioneller Zug- und Scherversuche. Wurden kleine Probendurchmesser verwendet, konnte auch Pashley 1999 keine gravierenden Unterschiede zwischen Scher- und Zugversuchen feststellen. Vielmehr sind beide Versuchsarten stark von den Testaufbauten, der Form der Proben, sowie den verwendeten Materialien abhängig (Van Noort et al., 1989; Cardoso et al., 2002; Poitevin et al., 2008).

Noch Ende der 90er Jahre waren die Scherversuche die am häufigsten durchgeführten Tests, größtenteils begründet durch die Einfachheit der Probenherstellung und des Versuchsaufbaus.

Verschiedene Untersuchungen haben gezeigt, dass sowohl bei Zug- als auch bei Scherversuchen eine ungleichmäßige Spannungsverteilung entlang der Haftflächen entsteht (Sudsangiam und Van Noort, 1999). Gegenüber den Scherversuchen beinhalten die Zugversuche jedoch theoretisch die gleichmäßigeren Stressmuster (Schreiner et al., 1997). Grundlegend ist aber auch der konventionelle Zugversuch kritisch zu betrachten. Wird dieser nicht mit aller Vorsicht und Präzision durchgeführt, unterliegt die Probe starken Torsionsbelastungen, die die Haftwerte verringern. Kleinste Veränderungen innerhalb der Proben oder der Spannungsverteilung während der Krafteinwirkung haben dabei großen Einfluss auf die Ergebnisse (Van Noort et al., 1991; Sano et al., 1994; Poitevin et al., 2008). Als Folge entwickelt sich aufgrund des großen lokalen Stresses eine Fraktur, die von Rissen

in der Haftfläche oder im Substrat ausgeht (Sudsangiam et al., 1999). Das Frakturmuster kann adhäsiv (lokalisiert in der Adhäsivfläche), kohäsiv (die Fraktur liegt in einem der Materialien nahe der Haftfläche) oder einer Mischung aus beidem sein (Sudsangiam et al., 1999). Studien über den Verbund zwischen Adhäsiv und Zahnschmelze zeigen eine beträchtliche Anzahl von kohäsiven Brüchen (Perdigao et al., 1997). Sano et al. (1994) fanden heraus, dass, wenn der Querschnitt der behandelten Prüfkörper reduziert wurde, die Anzahl der kohäsiven Brüche im Dentin gegen Null ging, sofern die Flächen größer als 2 mm<sup>2</sup> waren. Bei geringeren Werten waren alle Brüche adhäsiver Natur. Klinisch konnten solche kohäsiven Frakturen im Dentin jedoch nicht beobachtet werden.

Gestützt auf ihre Untersuchungsergebnisse entwickelten Sano et al. (1994) eine Testmethode, die als Microtensile-Methode bezeichnet wird. Dieses Verfahren wurde von vielen Forschungszentren weltweit angenommen, aufgrund der niedrigen Anzahl benötigter Zähne, seiner Vielseitigkeit und der gleichmäßigeren Spannungsverteilung an der Haftfläche (Pashley et al., 1995/1999; Sano et al., 1994; Shono et al., 1997; Sudsangiam et al., 1999). Der innovative Aspekt ist in der sehr kleinen Dimension der Probengröße zu sehen (Cardoso et al., 1998). Dabei werden Oberflächengrößen von 1,6 mm<sup>2</sup> – 1,8 mm<sup>2</sup> empfohlen, da hier die Abrisse in der Regel adhäsiver Natur sind und zu einer geringen Streuung der Werte führen (Sano et al., 1994). In jüngeren Studien werden daher bevorzugt etwa 1 mm<sup>2</sup> große Dentinoberflächen untersucht (Soares et al., 2008; Poitevin et al., 2008; Sarr et al., 2010).

Schreiner et al. (1997) verglichen den Microtensile-Test (MTT) mit dem Schertest und fanden dabei signifikant mehr Versager im Dentin und Komposit beim Schertest (Sudsangiam et al., 1999). Vergleicht man alle drei unterschiedlichen Untersuchungsverfahren, zeigt der Microtensile-Test die höchsten Mittelwerte und kleinere Standardabweichungen (Cardoso et al., 1998).

Ein großer Vorteil der Microtensile-Methode ist zudem in der Möglichkeit zu sehen, dass aus einem einzigen Zahn zahlreiche Proben hergestellt werden, indem dieser durch mehrere Quer- und Längsschnitte unterteilt wird. Diese Testmethode erlaubt dadurch am selben Zahn die Zugfestigkeit in unterschiedlichen Regionen und Tiefen zu ermitteln (Terada et al., 1998). Im Testdesign existieren viele Modifikationen bezüglich Zugvorrichtung und Probenform, bevorzugt werden stabförmige, zylindrische, sowie Uhrglasformen, die in speziell konstruierten Halterungen befestigt werden (Betamar et al., 2007; Neves et al., 2008).

Weniger populär sind die 2002 eingeführten Microshear-Tests (Mikroschertest) und die Fatigue-Test (Ermüdungstests). Letztere sind theoretisch klinisch relevanter, jedoch extrem

zeit- und laborintensiv. Die Microshear-Tests konnten sich bis heute nicht durchsetzen. Nur 7% der Studien bedienten sich bisher dieser Methode. Festgestellte Haftwerte in den Microshear-Tests erreichten nur 1/3 der Werte der Microtensile-Tests (van Meerbeek et al., 2010).

Die klinische Effektivität von Dentinhaftvermittlern wird in der Regel anhand der Retentionsrate intraoraler Restaurationen ermittelt. Nach van Meerbeek et al. (2010) erzielt man in diesem Fall die beste Vergleichbarkeit von In-vitro- und In-vivo-Studien mit der Untersuchung von Klasse-V-Restaurationen, da solche Läsionen keine makromechanische Verankerung aufweisen.

## **1.6 Dentinhaftung und Dentinhaftfläche**

Al-Salehi und Burke untersuchten 1997 fünfzig Artikel über Zugfestigkeitsmessungen des Adhäsiv-Komposit-Verbundes auf Dentin. In 94% der Fälle wurde die Größe der Dentinfläche angegeben und betrug durchschnittlich 3,97 mm<sup>2</sup>.

Unter dem Aspekt, dass die Zugfestigkeit pro Flächeneinheit angegeben wird, ist die Größe der Dentinfläche ein wichtiger Parameter in der Bestimmung der Haftwerte.

Erickson et al. (1989) und Sano et al. (1994) beschrieben einen Anstieg der Zugfestigkeiten bei kleiner werdenden Dentinoberflächen. Dieses festgestellte, umgekehrte Verhältnis zwischen Dentinoberfläche und Haftkraft konnte von Phrukkanon et al. (1998) sowohl bei Zug- als auch bei Scherversuchen beobachtet werden. Eine Studie aus dem Jahr 1997 durch Shono et al. zeigte das gleiche Resultat beim Adhäsiv-Schmelz-Verbund. Wang et al. (1972) beobachteten hingegen konstante Haftwerte bei variierender Flächengröße. Die dabei zugrunde liegende Untersuchung basierte allerdings nicht auf einem biologischen Substrat (Pashley et al., 1995). Auch jüngere Studien konnten einen Einfluss der Dentinhaftflächengröße auf die Zugfestigkeit beobachten (Goracci et al., 2003; El Zohairy et al., 2004; Poitevin et al., 2008). Phrukkanon et al. (1998) untersuchten auch quaderförmige und zylindrische Proben und konnten im Vergleich keine signifikanten Unterschiede feststellen. Poitevin et al. (2008) erreichten mit zylindrischen Proben jedoch geringere Haftwerte. Der Grund für das Ansteigen der Haftwerte, verbunden mit einer Verringerung der Dentinhaftfläche, ist wahrscheinlich auf das Vorhandensein von Defekten an der Haftfläche von Dentin und Adhäsiv zurückzuführen. Die Verbindung kann Luftbläschen, Komponententrennungen, grobe Strukturen und ungleiche Filmdicken



beinhalten, die zu ungleichen Stressmustern führen (Pashley et al., 1995). Im Bezug auf Griffiths Defekt-Theorie (1920) verringert sich die Zugfestigkeit eines spröden Materials mit der Erhöhung seiner Querschnittsfläche. Größere Proben scheinen mehr Defekte zu beinhalten als kleinere. Gleiches scheint auch für die mit einem Haftvermittler behandelten Dentinflächen zu gelten (Pashley et al., 1995). El-Zohairy et al. führten 2004 in einer Studie die hohen Haftwerte bei kleinen Oberflächengrößen ursächlich auf die Dicke der Proben zurück, wenn im gleichen Zuge die die Applikation der Zugkraft seitlich erfolgt. Diese These fand in darauffolgenden Untersuchungen bisher keine weitere Beachtung.

## **1.7 Komposite**

Das Bestreben, zahnfarbene Füllungsmaterialien zu entwickeln, führte über Silikatzemente Ende des 19. Jahrhunderts und die Polymethylmethacrylate Anfang der 30er Jahre zu den Kompositen. Diese wurden 1962 als Resultat der Arbeit von R. Bowen eingeführt und stellen ein Additionsprodukt eines Epoxidharzes und der Methyl-Methacrylsäure dar (Crispin, 1996). Das aromatische Dimethacrylat Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) bildet die organische Matrix des Komposits, die mit zermahlenden Keramikpartikeln versehen ist. Eine Silanverbindung soll eine chemische Bindung mit der organischen Matrix einerseits und mit den anorganischen Füllern andererseits eingehen, um beide Phasen miteinander zu verbinden.

Die organische Matrix, die disperse Phase (Füller) und die Verbundphase (Silane, Kopolymere) stellen die drei Hauptbestandteile des Komposits dar (Hellwig et al., 2003). Bis-GMA und ein Kunststoff niedriger Viskosität, Urethan-Dimethacrylat (UDMA), bilden die Kunststoffmatrix fast aller modernen Komposite (Crispin, 1996). Außerdem finden sich noch Initiatoren, Stabilisatoren, Farbpigmente und andere Additiva als Bestandteile (Hellwig et al., 2003). Die Kompositfüllstoffe setzen sich zusammen aus Quarz, Siliziumoxid oder Glas, was ihnen eine harte Konsistenz verleiht. Transluzenz und Lichtbrechung gleichen denen der Zahnschmelze (Crispin, 1996). Größe, Zusammensetzung und Menge der Füllpartikel verleihen dem Komposit seine physikalischen und chemischen Eigenschaften. Elastizitätsmodul, Oberflächenhärte, sowie die intrinsische Oberflächenrauheit stellen die wichtigsten klinischen Parameter dar. So wird sich zum Beispiel ein Material aufgrund eines niedrigen Elastizitätsmoduls unter Kaukräften stärker deformieren (Willems et al., 1993).

Die klinische Relevanz der Füllkörpermorphologie hat dazu geführt, dass die Komposite nach ihren Füllertypen klassifiziert werden. Es wird zwischen Makrofüller-, Mikrofüller- und Hybrid-Kompositen unterschieden (Hellwig et al., 2003).

Konventionelle Komposite beinhalten Makrofüller, bestehend aus Quarz, Glas oder Keramik. Die durchschnittliche Größe der Füllkörper liegt bei  $1,5\ \mu\text{m} - 15\ \mu\text{m}$ , was eine Politur erschwert und zu einem schlechten Verschleißverhalten führt. Die Wasseraufnahme beträgt 0,5%.

Mikrofüllerkomposite lassen sich in homogene, mit einer Teilchengröße von  $0,007\ \mu\text{m} - 0,04\ \mu\text{m}$  und in homogene mit splitter- und kugelförmigen Vorpolymerisaten ( $100\ \mu\text{m} - 200\ \mu\text{m}$ ) bzw. Mikrofülleragglomeraten unterteilen. Sie wurden in den späten 70er Jahren des 20. Jahrhunderts entwickelt und ermöglichen eine bessere Politur der Restauration, gleichzeitig sind sie jedoch durch schlechtere physikalische Eigenschaften charakterisiert, wie zum Beispiel durch Wärmeexpansion und Härte.

Das Anliegen, die guten ästhetischen Eigenschaften der Mikrofüllerkomposite mit der physikalischen Überlegenheit der makrogefüllten Komposite zu kombinieren, führte zur Entwicklung der Hybridkomposite. Diese werden generell definiert als kleinpartikelenthaltende ( $0,6\ \mu\text{m} - 5\ \mu\text{m}$ ), mikrogefüllte Komposite mit einem Zusatz von  $0,04\ \mu\text{m}$  starken Mikrofüllerpartikeln in einer Kunststoffmatrix. Moderne Feinpartikelhybridkomposite enthalten mittlere Füllergrößen unter  $1\ \mu\text{m}$  Stärke.

Um die Polymerisation zu starten, werden bei den Kompositen chemische Katalysatoren verwendet. Deren Aktivierung zur Bildung freier Radikale wird durch chemische oder photochemische Prozesse eingeleitet, die wiederum die Vernetzungsreaktion der Monomermoleküle bewirken. Folglich werden chemischhärtende und lighthärtende Kompositmaterialien unterschieden. Es kommen jedoch auch zusammengesetzte Systeme zum Einsatz, die sowohl chemisch- als auch lighthärtend sind. Heute finden in der Regel Materialien Verwendung, die durch Halogenlicht auspolymerisiert werden; ein Diketon (zum Beispiel Kampferchinon) findet dabei als Photoinitiator Verwendung.

Art und Abstand der Lichtquelle (Intensität und Wellenlänge), die Zusammensetzung des Komposits, sowie dessen Farbe beeinflussen die Polymerisation (Lutz et al., 1992). Die heute gebräuchlichen Kompositmaterialien besitzen eine Polymerisationsschrumpfung, die nach Davidson und Feilzer (1997) bei 1 Vol% – 5 Vol% liegt. Spannungen die währenddessen im Material entstehen können zu Randspaltbildungen am Kavitätenrand führen. Über die nachteiligen Effekte der Polymerisationsschrumpfung wurde erstmals durch Jørgensen et al. 1975 berichtet.

Die Schrumpfung der Komposite kann in zwei Phasen eingeteilt werden. Die eine Phase (Pre-Gel-Phase) befindet sich vor dem Festwerden des Materials, die andere (Post-Gel-Phase) jenseits dieses Stadiums. Besteht eine ausreichende Haftung während der Abbindephase, so werden Eigenspannungen in den Werkstoffen erzeugt, die durch ein Kriechen oder Fließen des noch verformbaren Materials kompensiert oder verringert werden können (Davidson et al., 1984). Nach dem Abbindestadium hört die Fließfähigkeit auf und macht eine weitere Kompensation der Schrumpfungsspannung unmöglich. Die Polymerisation nach Festwerden des Materials resultiert in klinisch signifikanten Spannungen zwischen Komposit und Dentin, sowie der umgebenden Zahnstruktur (Davidson et al., 1984; Feilzer et al., 1987). Doch erst wenn durch mangelnde Verformbarkeit die Eigenspannung die Haftfestigkeit des Materials zum Schmelz oder Dentin übersteigt, reißt die Füllung von der Wand ab, und erst dann wirkt sich das Schrumpfungsverhalten voll auf die Randspaltbildung aus (Davidson et al., 1984; Soltesz, 1998).

Die Spannungen, die bei der Polymerisationsschrumpfung entstehen, steigen im Verhältnis gebundener, zu freien Kompositflächen an. Der sogenannte Konfigurationsfaktor (C-Faktor) beschreibt das Verhältnis von gebundener zu freier Kompositoberfläche, wobei die den Zahn anhaftende Fläche als gebundene bezeichnet wird. Ist die nichtgebundene Kompositfläche groß, bleibt das Material länger fließfähig und Spannungen können besser ausgeglichen werden (Feilzer et al., 1987).

## **1.8 Ziel der Untersuchung**

Anhand dieser Studie soll der Einfluss 4 unterschiedlich großer Dentinoberflächen auf die Zugfestigkeit moderner Dentinhaftvermittler *in vitro* festgestellt werden. Die gewählten Oberflächen zeigen in ihrer Größe mit 1 mm, 2 mm, 3 mm und 4 mm Durchmesser eine klinische Relevanz. Es werden drei verschiedene Haftvermittlungssysteme getestet, die sich in ihrem Wirkungsprinzip und der Art der Anwendung unterscheiden. Dabei kommen ein Ein-Komponenten-Adhäsiv, ein chemischhärtendes (bestehend aus Universal- und Katalysatorflüssigkeit) und ein Zwei-Komponenten-Adhäsiv (zusammengesetzt aus einem selbstkonditionierenden Primer und einem Additiv) zum Einsatz.

## 2 Material und Methode

### 2.1 Material

#### 2.1.1 Zähne und Aufbewahrungslösung

Die in den Versuchsreihen verwendeten Dentinproben wurden aus 120 retinierten, menschlichen Weisheitszähnen erstellt. Die Lagerung des Materials nach dessen operativer Entfernung bis zur Präparation und zwischen den einzelnen Versuchsdurchführungen erfolgte ausschließlich in isotonischer NaCl-Lösung.

#### 2.1.2 Konditionierer

Die Dentinoberflächen der Probenkörper wurden mit dem 34,6%-igen Phosphorsäureätzgel Vocacid® (VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland) vorbehandelt.

#### 2.1.3 Dentinhaftvermittler

Handelsname:	<b>Excite®</b>
Hersteller:	Ivoclar Vivadent AG, Benderer Straße 2, FL- 9494 Schaan (Fürstentum Lichtenstein)
Charakteristik, allgemein:	Excite® ist ein lichthärtendes, auf dem Lösungsmittel Ethanol basierendes Adhäsiv für Schmelz und Dentin.
Zusammensetzung (in Gew%):	Phosphorsäureacrylat, Hydroxyethyl-Methacrylat (HEMA), Bis-GMA, Dimethacrylat 73,6 % Siliciumdioxid, hochdispers 0,5 % Ethanol 25,0 % Stabilisatoren und Katalysatoren 0,9 %

Handelsname:	<b>Clearfil®New Bond</b>
Hersteller:	Kuraray Europe GmbH, Schiess Straße 68, 40549 Düsseldorf (Deutschland)
Charakteristik, allgemein:	Clearfil®New Bond ist ein selbsthärtender Haftvermittler für Schmelz und Dentin auf Grundlage der Total-Etch-Technik. Zur Verwendung mit licht- und chemischhärtenden Kompositrestaurationmaterialien entwickelt.
Zusammensetzung:	<u>Katalysator- Flüssigkeit:</u> Bis-GMA, pat. Kuraray Haftmonomer 10MDP, Hydroxyethyl-Methacrylat (HEMA), hydrophobes Dimethacrylat, Benzoylperoxid <u>Universal- Flüssigkeit:</u> Natriumbenzolsulfonat, Ethylalkohol
Handelsname:	<b>AdheSE®</b>
Hersteller:	Ivoclar Vivadent AG, Benderer Straße 2, FL- 9494 Schaan (Fürstentum Lichtenstein)
Charakteristik, allgemein:	AdheSE® ist ein selbstätzendes lichthärtendes Adhäsiv.
Zusammensetzung:	<u>Primer:</u> Phosphorsäureacrylat, Bis-Acrylsäureamid, Wasser, Initiatoren und Stabilisatoren <u>Bonding:</u> Dimethacrylate, Hydroxyethyl-Methacrylat (HEMA), Siliciumdioxid (hochdispers), Initiatoren und Stabilisatoren

## 2.1.4 Komposit

Handelsname:	<b>Tetric®Ceram</b>	
Hersteller:	Ivoclar Vivadent AG, Benderer Straße 2, FL- 9494 Schaan (Fürstentum Lichtenstein)	
Charakteristik, allgemein:	Microhybrid-Komposit	
Zusammensetzung, allgemein:	Paste aus Dimethacrylaten, anorganischen Füllern, Ytterbiumfluorid, Initiatoren, Stabilisatoren und Pigmenten,	
Zusammensetzung (in Gew%):	Bis-GMA	8,3 %
	Urethan-Dimethacrylat	7,6 %
	Trimethylen-Glycol-Dimethacrylat	4,3 %
	Bariumglasfüller, silanisiert	50,6 %
	Ytterbiumfluorid	17,0 %
	Mischoxid, silanisiert	5,0 %
	Ba-Al-Fluorsilikatglas	5,0 %
	Siliziumoxid (hochdispers), silanisiert:	1,0 %
	Additive	0,9 %
	Katalysatoren und Stabilisatoren:	0,3 %
	Pigmente	< 0,1 %

## 2.2 Methode

### 2.2.1 Präparation der Prüfkörper

120 retinierte, menschliche Weisheitszähne, die nach ihrer operativen Entfernung in isotonischer NaCl-Lösung lagerten, wurden in nachfolgend beschriebener Form für die Versuchsreihen präpariert.

Nach Abtrennung der Wurzel, etwa 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze, wurde zunächst die Kronenpulpa extirpiert. Ausgehend von der Einebnung des Höckerreliefs, wurde eine plane Oberfläche präpariert. Tastzirkelprobemessungen während der Präparation gewährleisteten einen 2 mm ( $\pm 0,2$  mm) konstanten Abstand zwischen den Pulpenhörnern

und der okklusalen Schlifffläche. Um 3,5 mm dicke Dentinscheiben zu erhalten, erfolgte eine apikale Reduktion.

Die gesamte Präparation wurde mit einer Diamantenwalze der Firma Hager & Meisinger GmbH (Düsseldorf, Deutschland) mit einer 70  $\mu\text{m}$  - Körnung (ISO 806 314 111 544 014) und zur abschließenden Finierung mit einer 30  $\mu\text{m}$  - Körnung (ISO 806 314 111 514 014) durchgeführt.

Mit dem Ziel, bei allen Dentinscheiben (Prüfkörper) eine plane Oberfläche sowie eine Parallelität von okklusaler und apikaler Fläche zu erhalten, wurde diese mittels einer Glasplatte geprüft.

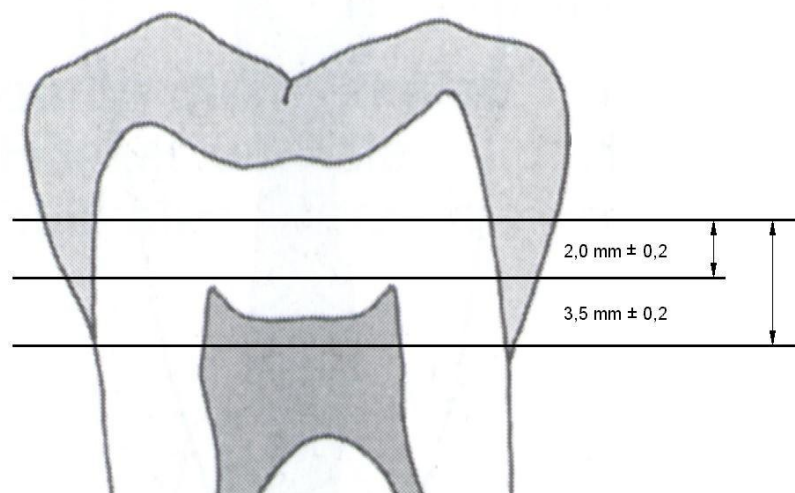


Abb. 01 Prüfkörper, schematische Schnittdarstellung in Grundsubstanz

### 2.2.2 Herstellung der Zugproben

Die Probenherstellung erfolgte mit dem modifizierten, von Schaller et al. 1991 entwickelten Versuchsaufbau. Das zylindrische Einkammersystem mit einem Wasserzulauf für die Simulation der Dentinpermeabilität diente in diesem Versuchsaufbau nur als Fixationsmöglichkeit der zu untersuchenden Dentinprobe. Diese wurde mittig auf den Zylinder platziert und mit einer Aufsatzmutter fixiert, die auf das Gewinde des Zylinders geschraubt wurde (Abb. 09). Dabei war die Aufsatzmutter mit einer kreisrunden Öffnung mit einem Durchmesser von 10 mm versehen (Abb. 04). In diese konnten passgenau verschiedene Metallhülsen eingebracht werden, die wiederum für die jeweilige Versuchsanordnung unterschiedlich große Öffnungen aufwiesen (Abb. 02, Abb. 03). Somit

war die zur Dentinhaftung verfügbare Fläche je nach Metallhülse unterschiedlich groß. Geprüft wurden Durchmesser von 1, 2, 3, und 4 mm.

Um mit Hilfe einer Universalprüfmaschine (Zwick Z005) die Zugfestigkeiten ermitteln zu können, waren die Hülsen mit zwei horizontal angebrachten Stäben versehen, die wiederum über Metallketten mit der Zugvorrichtung der Maschine verbunden waren (Abb. 06, Abb. 07).

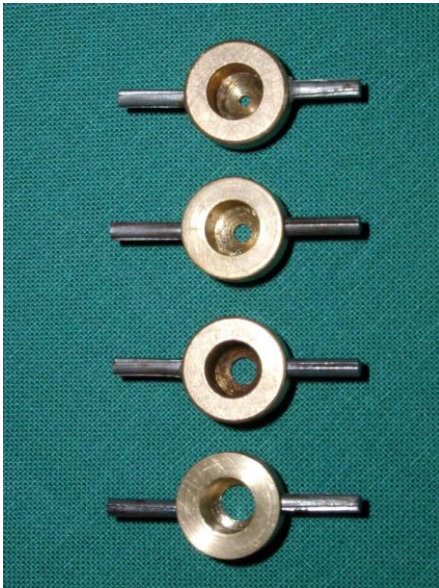


Abb. 02 Metallhülsen, Aufsicht



Abb. 03 Metallhülsen, Unterseite



Abb. 04 Zylinder mit Aufsatzmutter, getrennt



Abb. 05 Zylinder mit Aufsatzmutter, verschraubt





Abb. 06 Prüfkörper, eingespannt



Abb. 07 Prüfkörper, eingespannt in Zugvorrichtung

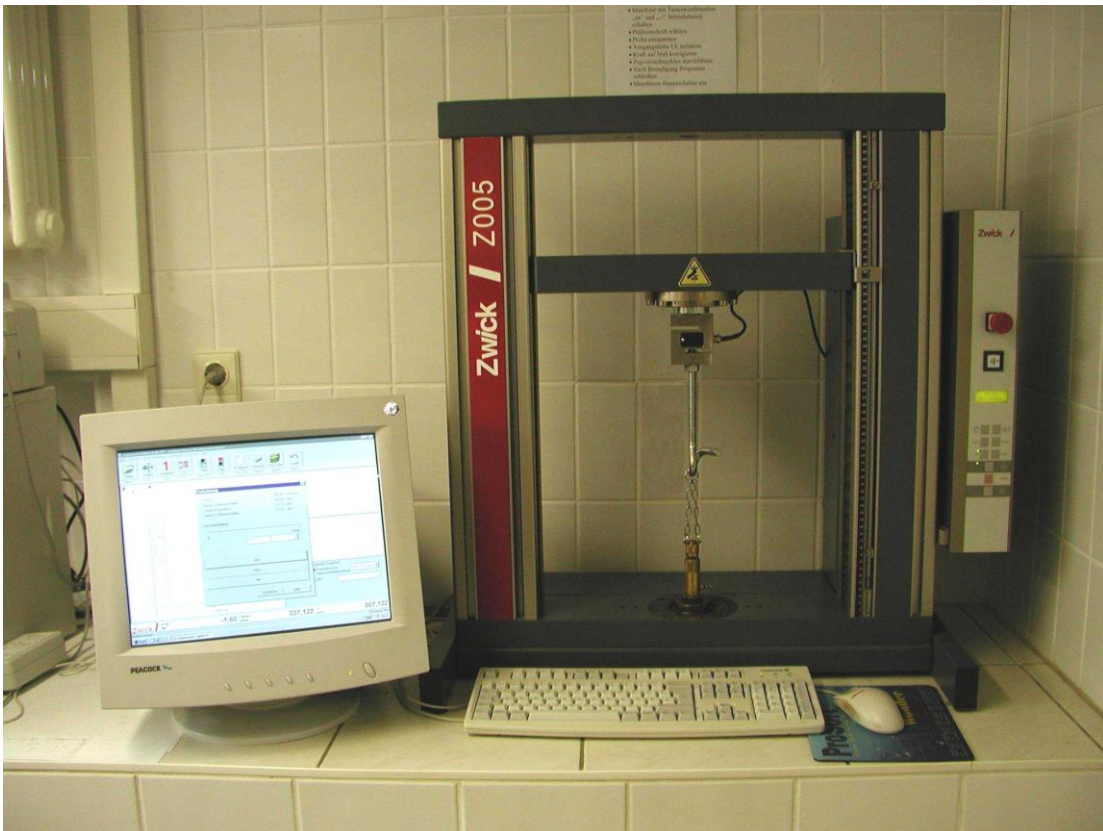


Abb. 08 Prüfkörper, eingespannt in die Messzugvorrichtung Zwick Z005

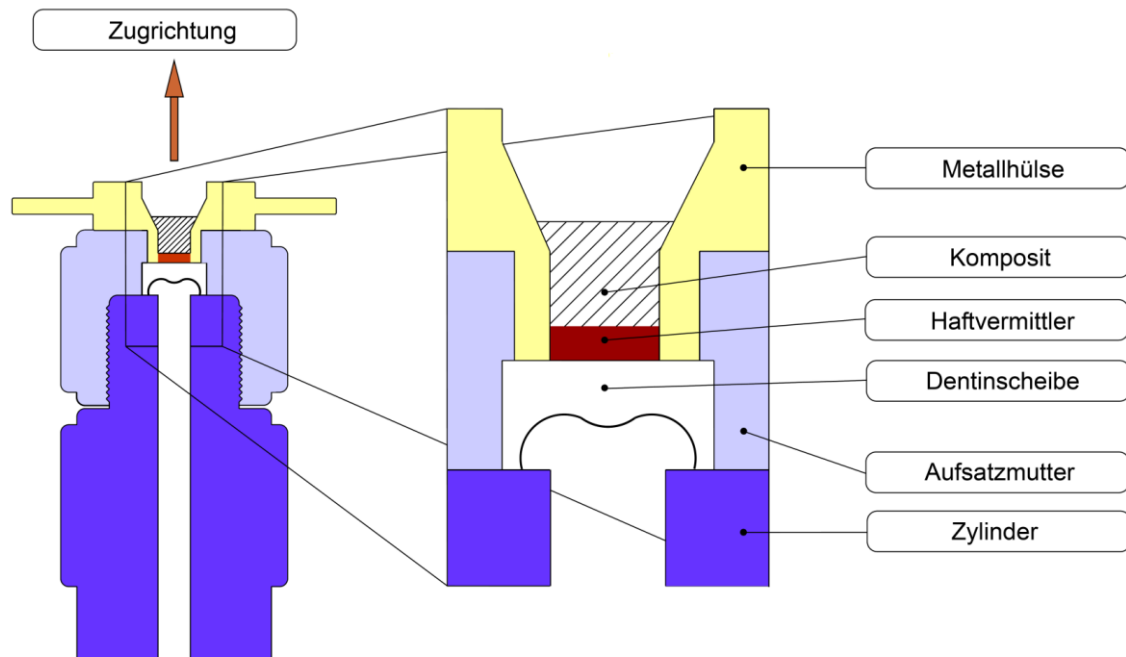


Abb. 09 Aufbau der Zugprobe, schematisch

### 2.2.3 Verarbeitung der verschiedenen Dentinhaftvermittler

#### Excite®

- Anätzen der Dentinoberfläche mit 34,6%-iger Phosphorsäure
- Excite® wird aufgetragen und 10 Sekunden gründlich auf der Zahnhartsubstanz einmassiert.
- Leichtes Verblasen mit Luft
- Lichtpolymerisation für 20 Sekunden

Excite® zeichnet sich durch einen sehr hohen Anteil an Monomeren aus. Der Anteil an Lösungsmitteln liegt bei 25%. Der hohe Gehalt an Monomeren (über 70%) führt zu einer gut polymerisierten Adhäsivschicht. Zudem ist Excite® sehr hydrophil. Als Lösungsmittel wird Ethanol verwendet, was eine Haftung auf unterschiedlich feuchtem Dentin gewährleistet.

### **Clearfil® New Bond**

- Beide Bestandteile, Universal Liquid und Catalyst Liquid werden im Verhältnis 1:1 gemischt.
- Mit einem Schwämmchen wird die Paste dünn auf die Dentinoberfläche aufgetragen.
- Mit Luft vorsichtig verblasen, damit das Lösungsmittel verdunstet.

### **AdheSE®**

- AdheSE® - Primer 15 s einreiben und weitere 15 s bewegen
- Primer mit einem starken Luftstrom trocknen
- AdheSE® - Bonding einreiben
- Mit sanftem Luftstrom verteilen.
- Lichtpolymerisation für 20 s

Der AdheSE® - Primer bewirkt das Freilegen des retentiven Ätzmusters im Schmelz und von Kollagenetzwerk und Dentintubuli im Dentin. Gleichzeitig findet eine Überbrückung von hydrophil nach hydrophob statt.

Durch das AdheSE® - Bonding wird der Verbund zum Komposit hergestellt.

## **2.2.4 Verarbeitung des Komposits**

### **Tetric® Ceram**

- Tetric® Ceram wird in einer Schichtstärke von maximal 2 mm auf die vorbehandelte Dentinoberfläche aufgetragen.
- Die Kompositschicht wird für 40 s ausgehärtet.

Das Kompositmaterial Tetric® Ceram der Farbe A2 wurde direkt in die Öffnung der unterschiedlichen Metallhülsen appliziert. Dabei erfolgte die Kondensation mit Hilfe eines Kugelstopfers der Firma Aesculap. Daraufhin wurde das Komposit für 40 s mit der Polymerisationslampe Optilux® 401 (Hersteller: Firma Kerr, Karlsruhe, Deutschland) mit einer Leistung von  $650 \text{ mW/mm}^2$  auspolymerisiert.

## 2.2.5 Versuchsgruppeneaufstellung

Tab. 01 Versuchsgruppeneaufstellung

Haftvermittler	Gruppe	Gruppe	Gruppe	Gruppe
<b>Excite®</b>				
Durchmesser:	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm
Anzahl der Proben (n):	10	10	10	10
<b>Clearfil® New Bond</b>				
Durchmesser:	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm
Anzahl der Proben (n):	10	10	10	10
<b>AdheSE®</b>				
Durchmesser:	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm
Anzahl der Proben (n):	10	10	10	10

## 2.2.6 Durchführung der Zugversuche und quantitative Analyse

15 Minuten nach Polymerisationsende wurde die Zugprobe in die Bodenplatte der Universal - Prüfmaschine Zwick Z005 (Hersteller: Firma Zwick GmbH & Co., Ulm, Deutschland) eingeschraubt. Über zwei Ketten, jeweils verbunden mit den horizontalen Stäben der Metallhülsen, erfolgte eine Verbindung zum Querhaupt der Maschine. Dabei wurde die Apparatur so ausgerichtet, dass hieraus allein eine senkrechte Zugrichtung resultierte (Abb. 07, Abb. 08). Die Prüfvorschrift ist durch eine Aufwärtsgeschwindigkeit beim Zugversuch von 1 mm/min bei einer Maximalkraft von  $F_{\max} = 200 \text{ N}$  ohne Vorkraft festgelegt worden. Der Versuchsvorgang wurde über einen mit der Prüfmaschine verbundenen Computer gestartet. Das Programm testXpert V7.11 (Entwickler: Firma Zwick GmbH & Co., Ulm, Deutschland) ermittelte die maximal gehaltene Kraft in Newton nach Abriss des Komposit von der Dentinoberfläche, erfasste tabellarisch die Messergebnisse und stellte nach Abschluss der Versuche Mittelwerte und Standardabweichungen gruppenweise dar. Die Zugfestigkeit  $Z$  wurde nach folgender Formel berechnet:

$$Z = F / A$$

$$Z = \text{Zugfestigkeit in MPa}$$

$$F = \text{maximal gehaltene Kraft in Newton}$$

$$A = \text{Dentinhaftfläche in m}^2$$

### **2.2.7 Statistische Erfassung**

Die statistische Erfassung und Verarbeitung der Messdaten erfolgte mit Hilfe der Software SPSS für Windows in der Version 10.0.7 (Entwickler: SPSS Inc., Headquarter Chicago, USA). Es wurden innerhalb der 12 Versuchsgruppen die Mittelwerte bestimmt und die Standardabweichungen berechnet. Die statistische Prüfung aller Messdaten, Gruppeneinteilungen und deren Vergleich zur Bewertung struktureller Zusammenhänge, wurde mit der univariaten Varianzanalyse (ANOVA= analysis of variance) durchgeführt. Die Normalverteilung und Homogenität erfasster Daten wurden durch den KS-Test (Kolmogorov-Smirnov-Test) und den Levene-Test geprüft. Mehrfachvergleiche und Spannweitentest, unter der angenommenen Voraussetzung einer homogenen Varianzgleichheit, erfolgten nach Tukey und Bonferroni-Holm (Tukey's Studentized Range Test, Bonferroni-Holm Korrektur). Das Signifikanzniveau  $\alpha$  lag bei 0,05. Alle p-Werte  $< 0,05$  wurden als signifikant gewertet.

Die tabellarische und graphische Darstellung gemessener und berechneter Werte erfolgte über Microsoft® Excel 2003 der Microsoft Corporation, USA.

### 3 Ergebnisse und Statistik

#### 3.1 Ergebnisse

Eine Haftung konnte in dieser Studie bei allen untersuchten Dentinprobendurchmessern von 1, 2, 3 und 4 mm und den verwendeten Haftvermittlern festgestellt werden. Der Einfluss der Größe der behandelten Dentineoberflächen war in allen Fällen signifikant. Die sich aus den gemessenen Zugfestigkeiten ergebenden Mittelwerte der Adhäsiv- und Dentinprobengruppen sind in der folgenden Tabelle und Abbildung dargestellt.

Tab. 02 Mittelwerte und Standardabweichungen der Versuchsgruppen

Haftvermittler	Probendurchmesser			
	4 mm	3 mm	2 mm	1 mm
Excite®				
Mittelwert in MPa =	3,57	4,87	7,22	10,84
n =	10	10	10	10
Standardabweichung =	1,11	1,91	3,11	6,62
Clearfil® New Bond				
Mittelwert in MPa =	4,68	4,78	9,97	18,49
n =	10	10	10	10
Standardabweichung =	2,41	2,22	3,76	10,39
AdheSE®				
Mittelwert in MPa =	3,14	4,56	7,64	16,05
n =	10	10	10	10
Standardabweichung =	1,34	2,04	3,69	6,20

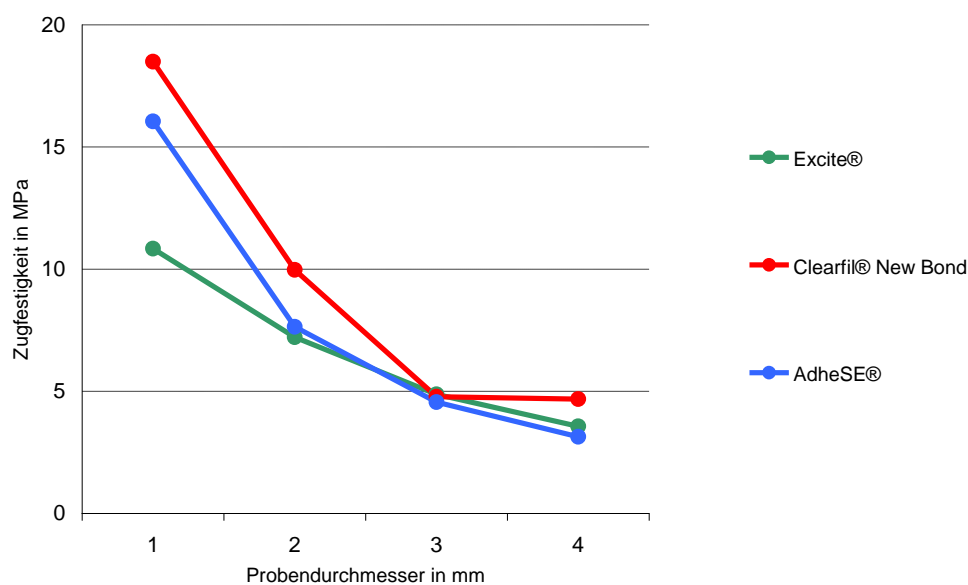


Abb. 10 Zugfestigkeitsmittelwerte der Haftvermittler im Vergleich

### 3.1.1 Dentinprobendurchmesser: 1 mm

Tab. 03 Zugfestigkeitswerte von Excite® bei 1 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										
Probenanzahl:										<b>Excite®</b>
Probendurchmesser:										n = 10
										1 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	3,57	6,08	8,37	2,54	3,89	6,63	14,64	11,34	18,80	9,25
Kraft / Fläche in MPa	4,55	7,74	10,66	3,23	4,95	8,44	18,64	14,44	23,94	11,78

Tab. 04 Zugfestigkeitswerte von Clearfil® New Bond bei 1 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										
Probenanzahl:										<b>Clearfil® New Bond</b>
Probendurchmesser:										n = 10
										1 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	11,88	13,84	20,34	26,21	6,89	23,32	23,12	10,28	4,61	4,74
Kraft / Fläche in MPa	15,13	7,62	25,90	33,37	8,70	29,69	29,44	13,09	5,87	6,04

Tab. 05 Zugfestigkeitswerte von AdheSE® bei 1 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										
Probenanzahl:										<b>AdheSE®</b>
Probendurchmesser:										n = 10
										1 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	22,28	10,58	16,44	10,48	12,72	9,48	15,88	8,19	5,38	14,59
Kraft / Fläche in MPa	28,37	13,47	20,93	13,34	16,20	12,07	20,22	10,43	6,85	18,58

### 3.1.2 Dentinprobendurchmesser: 2 mm

Tab. 06 Zugfestigkeitswerte von Excite® bei 2 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										<b>Excite®</b>
Probenanzahl:										n = 10
Probendurchmesser:										2 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	9,88	38,10	8,85	26,30	29,66	24,17	16,04	21,44	18,04	34,28
Kraft / Fläche in MPa	3,14	12,13	2,82	8,37	9,44	7,69	5,11	6,82	5,74	10,91

Tab. 07 Zugfestigkeitswerte von Clearfil® New Bond bei 2 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										<b>Clearfil® New Bond</b>
Probenanzahl:										n = 10
Probendurchmesser:										2 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	30,28	48,28	48,87	19,37	27,81	39,70	27,67	27,87	32,20	11,11
Kraft / Fläche in MPa	9,64	15,35	15,56	6,17	8,85	12,64	8,81	8,87	10,25	3,54

Tab. 08 Zugfestigkeitswerte von AdheSE® bei 2 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										<b>AdheSE®</b>
Probenanzahl:										n = 10
Probendurchmesser:										2 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	9,35	18,31	10,02	23,05	12,20	40,17	25,72	33,13	40,37	27,50
Kraft / Fläche in MPa	2,98	5,83	3,19	7,34	3,88	12,79	8,19	10,55	12,85	8,75



### 3.1.3 Dentinprobendurchmesser: 3 mm

Tab. 09 Zugfestigkeitswerte von Excite® bei 3 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										<b>Excite®</b>
Probenanzahl:										n = 10
Probendurchmesser:										3 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	17,76	29,07	49,99	57,59	17,64	41,29	41,09	38,08	22,80	29,06
Kraft / Fläche in MPa	2,51	4,11	7,07	8,15	2,50	5,84	5,81	5,39	3,23	4,11

Tab. 10 Zugfestigkeitswerte von Clearfil® New Bond bei 3 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										<b>Clearfil® New Bond</b>
Probenanzahl:										n = 10
Probendurchmesser:										3 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	15,13	60,54	54,75	31,67	39,49	9,94	30,02	38,87	25,77	31,54
Kraft / Fläche in MPa	2,14	8,56	7,75	4,48	5,59	1,41	4,25	5,50	3,65	4,46

Tab. 11 Zugfestigkeitswerte von AdheSE® bei 3 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										<b>AdheSE®</b>
Probenanzahl:										n = 10
Probendurchmesser:										3 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	10,55	51,52	26,98	45,80	14,92	47,62	35,35	39,93	31,43	17,80
Kraft / Fläche in MPa	1,49	7,29	3,82	6,48	2,11	6,74	5,00	5,65	4,45	2,52

### 3.1.4 Dentinprobendurchmesser: 4 mm

Tab. 12 Zugfestigkeitswerte von Excite® bei 4 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										<b>Excite®</b>
Probenanzahl:										n = 10
Probendurchmesser:										4 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	38,91	47,14	64,27	55,63	39,17	31,61	28,14	65,52	27,39	49,59
Kraft / Fläche in MPa	3,10	3,75	5,11	4,43	3,12	2,52	2,24	5,21	2,22	3,95

Tab. 13 Zugfestigkeitswerte von Clearfil®New Bond bei 4 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										<b>Clearfil®New Bond</b>
Probenanzahl:										n = 10
Probendurchmesser:										4 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	67,52	21,60	97,47	45,36	71,47	77,84	104,19	21,54	24,87	55,92
Kraft / Fläche in MPa	5,37	1,72	7,76	3,61	5,69	6,19	8,29	1,71	1,98	4,45

Tab. 14 Zugfestigkeitswerte von AdheSE® bei 4 mm Probendurchmesser

<b>Haftvermittler:</b>										<b>AdheSE®</b>
Probenanzahl:										n = 10
Probendurchmesser:										4 mm
Dentinprobe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Kraft in N	45,58	38,02	52,93	55,17	29,81	22,24	59,93	18,35	17,12	58,48
Kraft / Fläche in MPa	3,39	3,03	4,21	4,39	2,37	1,77	4,77	1,46	1,36	4,65

### 3.1.5 Probendurchmesser unter Verwendung des Haftvermittlers Excite®

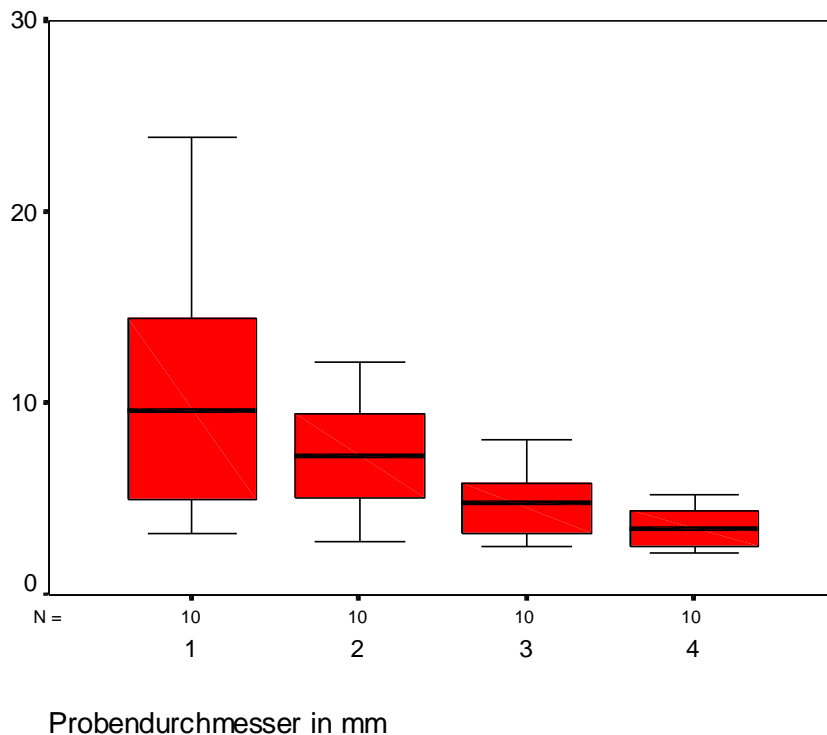


Abb. 11 Boxplotdarstellung der Zugfestigkeitswerte der Excite® - Versuchsgruppen

Unter Verwendung des Haftvermittlers Excite® mit einem Probendurchmesser von 4 mm wurden ein Zugfestigkeitsmittelwert von 3,57 MPa und eine Standardabweichung von 1,11 erreicht. 5,21 MPa ergaben den Maximal- und 2,22 MPa den Minimalwert.

Bei einem Durchmesser von 3 mm betrug der Mittelwert 4,87 MPa, die Standardabweichung 1,91, der Maximalwert lag bei 8,15 MPa und der Minimalwert bei 2,50 MPa.

Wurden die Proben mit der Durchmessergröße von 2 mm getestet, so errechnete sich hier ein Mittelwert von 7,22 MPa und eine Standardabweichung von 3,11. Der Maximalwert konnte bei 12,13 MPa und der Minimalwert bei 2,82 MPa festgestellt werden.

Aus den Ergebnissen der Probenreihe mit 1 mm Durchmesser resultierten der Mittelwert von 10,84 MPa und die Standardabweichung von 6,62; 23,94 MPa bildeten hier den Maximal- und 3,23 MPa den Minimalwert.

### 3.1.6 Probendurchmesser unter Verwendung des Haftvermittlers Clearfil®New Bond

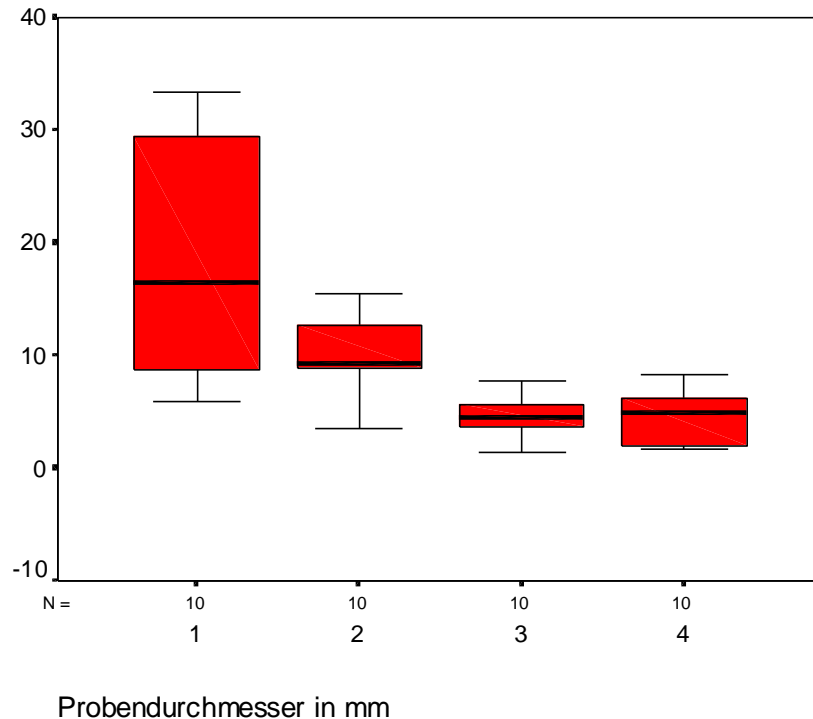


Abb. 12 Boxplotdarstellung der Zugfestigkeitswerte der Clearfil®New Bond – Versuchsgruppen

Unter Verwendung des Haftvermittlers Clearfil®New Bond mit einem Probendurchmesser von 4 mm wurden ein Zugfestigkeitsmittelwert von 4,68 MPa und eine Standardabweichung von 2,41 erreicht; 8,29 MPa ergaben den Maximal- und 1,71 MPa den Minimalwert.

Bei einem Durchmesser von 3 mm betrug der Mittelwert 4,78 MPa, die Standardabweichung 2,22, der Maximalwert lag bei 8,56 MPa und der Minimalwert bei 1,41 MPa.

Wurden die Proben mit der Durchmessergröße von 2 mm getestet, so errechneten sich hier ein Mittelwert von 9,97 MPa und eine Standardabweichung von 3,76. Der Maximalwert konnte bei 15,56 MPa und der Minimalwert bei 3,54 MPa festgestellt werden.

Aus den Ergebnissen der Probenreihe mit 1 mm Durchmesser resultierten der Mittelwert von 18,49 MPa und die Standardabweichung von 10,39; 33,37 MPa bildeten hier den Maximal- und 5,87 MPa den Minimalwert.

### 3.1.7 Probendurchmesser unter Verwendung des Haftvermittlers AdheSE<sup>®</sup>

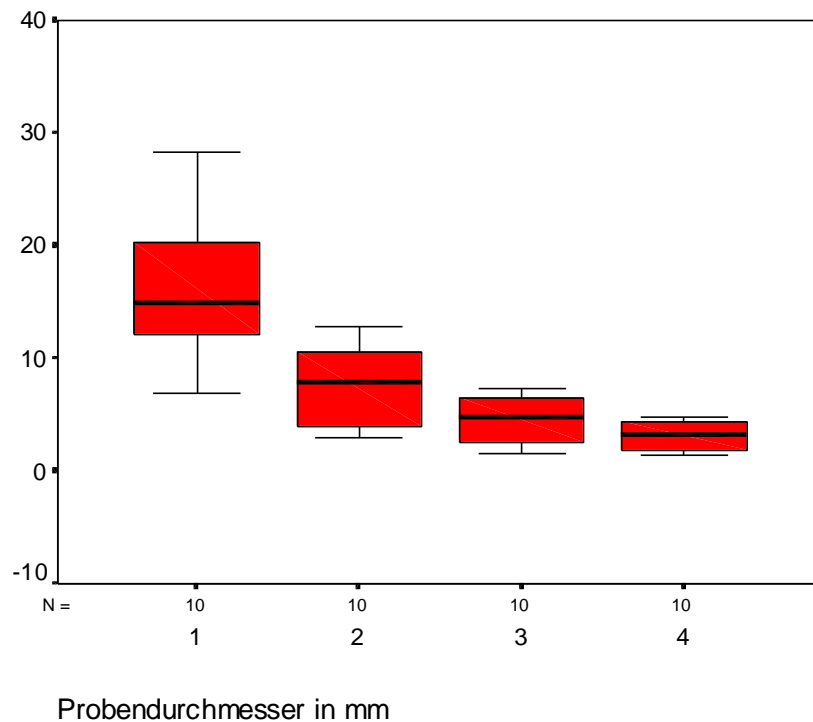


Abb. 13 Boxplotdarstellung der Zugfestigkeitswerte der AdheSE<sup>®</sup> - Versuchsgruppen

Unter Verwendung des Haftvermittlers AdheSE<sup>®</sup> mit einem Probendurchmesser von 4 mm wurden ein Zugfestigkeitsmittelwert von 3,14 MPa und eine Standardabweichung von 1,34 erreicht; 4,77 MPa ergaben den Maximal- und 1,36 MPa den Minimalwert.

Bei einem Durchmesser von 3 mm betrug der Mittelwert 4,56 MPa, die Standardabweichung 2,04, der Maximalwert lag bei 7,29 MPa und der Minimalwert bei 1,49 MPa.

Wurden die Proben mit der Durchmessergröße von 2 mm getestet, so errechneten sich hier ein Mittelwert von 7,64 MPa und eine Standardabweichung von 3,69. Der Maximalwert konnte bei 12,85 MPa und der Minimalwert bei 2,98 MPa festgestellt werden.

Aus den Ergebnissen der Probenreihe mit 1 mm Durchmesser resultierten der Mittelwert von 16,05 MPa und die Standardabweichung von 6,20: 28,37 MPa bildeten hier den Maximal- und 6,85 MPa den Minimalwert.

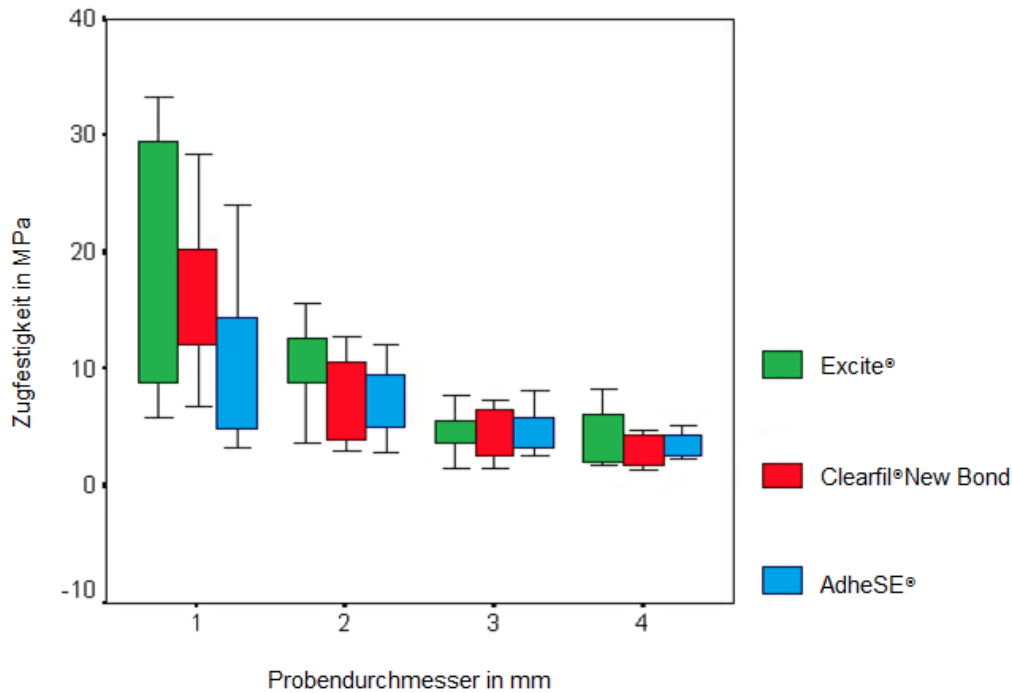


Abb. 14 Boxplotdarstellung der Zugfestigkeiten im Vergleich der Durchmesser und Haftvermittler

### 3.2 Statistik

In allen durchgeführten Versuchen mit 1 mm, 2 mm, 3 mm und 4 mm Durchmesser unter Verwendung der Haftvermittler Excite<sup>®</sup>, Clearfil<sup>®</sup>New Bond und AdheSE<sup>®</sup> konnte eine Haftung festgestellt werden. Die statistische Prüfung aller erfassten Zugfestigkeitswerte, deren Gruppeneinteilungen und der Gruppenvergleich zur Bewertung struktureller Zusammenhänge wurde mit der univariaten Varianzanalyse (ANOVA= analysis of variance) durchgeführt.

Der Einfluss unterschiedlicher Dentinhaftflächengrößen auf die Werte der Zugfestigkeit war nach der Varianzanalyse der Einfachklassifikation der Gruppen der Haftvermittlersysteme signifikant ( $p \leq 0,001$ ; ANOVA).

Unter Verwendung von Clearfil<sup>®</sup>New Bond und AdheSE<sup>®</sup> wurden in den 1 mm Gruppen im paarweisen Vergleich mit 2 mm, 3 mm und 4 mm bei gleichem Haftvermittler die signifikant höchsten Zugfestigkeiten festgestellt ( $p \leq 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). Die signifikant niedrigsten Haftwerte ergaben sich bei beiden Haftvermittlern in den Gruppen mit 2 mm, 3 mm und 4 mm im paarweisen Vergleich mit 1 mm ( $p \leq 0,05$ ; Tukey's

Studentized Range Test). Alle anderen Durchmessergruppen dieser Haftvermittler wiesen keine signifikanten Unterschiede in den Zugfestigkeiten im paarweisen Vergleich auf.

Die statistische Analyse der Haftwerte der Durchmessergruppen des Haftvermittlers Excite<sup>®</sup> ergab in der paarweisen Gegenüberstellung signifikante Unterschiede bei den 1 mm und 3mm Gruppen, sowie bei den 1 mm und 4 mm Gruppen. Die Zugfestigkeiten waren in der 1 mm Gruppe signifikant höher als in der 3 mm und 4 mm Gruppe ( $p \leq 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). Alle anderen paarweisen Gruppenvergleiche des Haftvermittlers Excite<sup>®</sup> ergaben keine signifikanten Unterschiede.

Der Vergleich der Haftvermittlergruppen bei gleichen Durchmessern stellte keine signifikanten Unterschiede dar.

Über die Bonferroni-Holm-Korrektur wurden die getroffenen statistischen Aussagen bestätigt..

## **4 Diskussion**

Die Zugfestigkeit dreier verschiedener Haftvermittlungssysteme unterschiedlicher Wirkmechanismen wurde in Abhängigkeit von der Größe der Dentinoberfläche ermittelt. Die kreisrunden Oberflächen wiesen jeweils einen Durchmesser von 1, 2, 3 und 4 mm auf. Getestet wurden die Systeme Excite® (Firma Vivadent), Clearfil®New Bond (Firma Kuraray) und AdheSE® (Firma Vivadent).

### **4.1 Versuchsaufbau und Durchführung**

#### **4.1.1 Verwendete Zähne**

In dieser Studie wurden 120 menschliche, retinierte Weisheitszähne verwendet. Nach operativer Entfernung erfolgte eine Lagerung in isotonischer NaCl-Lösung. In der Vergangenheit wurden zahlreiche Untersuchungen bezüglich der Lagerdauer der Zähne vor der Versuchsdurchführung unternommen, um mögliche Auswirkungen auf die Haftfestigkeit von Adhäsiven zu ermitteln.

Causton und Johnson (1979) stellten fest, dass die Haftwerte von Carboxylatzement an Dentin innerhalb der ersten 2 Stunden nach der Extraktion um 50% absinken. Andere Autoren konnten dies nicht bestätigen. So stellten Blunck et al. im Jahre 1990 fest, dass die Zeit zwischen Extraktion und Bearbeitung der Zähne keinen signifikanten Einfluss auf die Höhe der Haftwerte hatte. Auch Mitchem und Gronas (1986), sowie Jørgensen et al. (1985) kamen in ihren Versuchen zu diesem Ergebnis.

Cooley et al. (1989) ermittelten Haftwerte an Zähnen, die frisch extrahiert und in Speichel gelagert und solchen, die bis zu einigen Jahren in 10%-igem Formaldehyd aufbewahrt wurden. Wie auch bei Pashley et al. (1981), die ihre Versuche an Hundezähnen durchführten, waren keine statistisch signifikanten Unterschiede der Haftwerte, im Vergleich verschiedener Zeiträume nach der Extraktion, erkennbar.

Die Art der Lagerung scheint im Gegensatz dazu von größerer Bedeutung zu sein (Jørgensen et al., 1985). Demnach ist eine physiologische Kochsalzlösung als Aufbewahrungsmedium geeignet und ermöglicht eine Lagerung der Zähne für einige Tage. Für längere Zeiträume bietet sich eine 1%-ige Chloraminlösung an. Wässrige Lösungen von 0,1%-igem Benzalkoniumchlorid oder 0,9%-igem Natriumchlorid haben die Haftwerte vermindert, in Leitungswasser oder in 1%-iger Chloraminlösung gelagerte Zähne zeigten



keinen Unterschied bei den Haftwerten im Vergleich zu frisch extrahierten Zähnen (Jørgensen et al., 1985).

Aquilino et al. konnten 1986 in ihren Untersuchungen keine Unterschiede der Werte bei der Verwendung 0,9%-iger Natriumchloridlösung, destilliertem Wasser oder Thymollösung als Aufbewahrungsmedium feststellen (Blunck et al., 1990). Bezüglich der Polymerisation scheint die Lagerung der Zähne in Thymollösung einen nachteiligen Effekt aufzuweisen (Finger, 1988)

In der vorliegenden Studie wurden, wie in zahlreichen Studien zuvor, kariesfreie Weisheitszähne verwendet. Es ist davon auszugehen, dass hauptsächlich weite Dentinkanälchen vorliegen und die Mineralisation noch nicht weit fortgeschritten ist, da die Zähne in der Regel von jungen Menschen stammen. Das hat zur Folge, dass sich die effektiv zur Verfügung stehende Haftfläche für das Bond verringert und daraus niedrigere Haftwerte resultieren (Finger, 1988).

#### **4.1.2 Herstellung der Dentinscheiben**

Neben den individuellen Dentinstrukturen und dem verwendeten Aufbewahrungsmedium, stellt auch die Tiefe des Dentins einen wesentlichen Einfluss für die Haftwerte dar (Blunck, 1990).

Für diese Untersuchung wurden die Zähne derartig präpariert, dass die für die Haftung zur Verfügung stehenden Dentinoberflächen einen Abstand von 2 mm ( $\pm$  0,2 mm) zur Pulpa aufwiesen (Abb. 01). Causton (1984) sowie Mitchem und Gronas (1986) stellten fest, dass die Adhäsion signifikant abnimmt, je geringer der Abstand der Dentinfläche zur Pulpa ist. Es wurden Abstände von 0,75 mm, 1,5 mm und 2 mm getestet. Dieses ist nicht allein durch einen Anstieg der Anzahl der Dentinkanälchen Richtung Pulpa zu erklären, sondern auch durch deren erweiterte Durchmesser (Garberoglio und Brännström, 1976). Suzuki und Finger (1988) erkannten einen linearen Zusammenhang zwischen der verbleibenden Dentindicke über der Pulpa und den ermittelten Haftfestigkeiten für alle getesteten Adhäsive mittels Scherhaftfestigkeitsversuchen. Die Haftwerte am Dentin nahe der Pulpa betragen nur etwa 30% bis 40%, verglichen mit denen am peripher gelegenen Dentin.

In der vorliegenden Studie erfolgte die Präparation mit Diamantschleifern und -finierern unter ständiger Wasserkühlung. Eick et al. (1970) stellten fest, dass die Dentinflächen,

welche unter Zuhilfenahme von Wasserspray präpariert werden, eine weniger deutliche Schmierschicht aufweisen, als solche, die trocken bearbeitet werden.

Es stand im Vordergrund eine möglichst gleichmäßige Oberfläche zu erzielen. Da erste Abrisse in diesem Bereich entstehen, ist die letzte Präparation der Haftfläche von besonderer Bedeutung (Sarr et al., 2010).

Petschelt und Angel (1986) untersuchten die Struktur der Dentinoberfläche nach unterschiedlicher Bearbeitung in-vivo. Wurden Diamantschleifkörper verwendet, resultierte hieraus eine raue Oberfläche. Auch Diamantfinierer trugen zu keiner wesentlichen Veränderung bei. Zu diesen Ergebnissen kamen auch Eick et al. 1970. Die Verwendung eines Rosenbohrers im unteren Drehzahlbereich hingegen verursachte eine glattere Oberfläche. Bei dem hochoberflächigen Beschleifen mit einem Diamanten resultiert eher ein Schleifen und Abschlagen von Dentin, verglichen mit der eher spanabhebenden, schmierenden Wirkung eines Rosenbohrers oder Metallfinierers (Petschelt und Angel, 1986). Bei diesen Präparationsmethoden wurde festgestellt, dass die Dentinkanälchen durch das abgetragene Material verstopft oder zugelegt wurden. Auch bis zu 6 Minuten nach Präparationsende waren die Kanälchen noch verschlossen. Brännström und Johnson (1974) gaben an, dass diese Verbolzungen wahrscheinlich durch hydrodynamische oder kapillare Kräfte innerhalb einer Woche herausgedrückt werden können. Nach Finger (1988) ist die Rauheit der präparierten Dentinoberfläche für die Dentinhaftung klinisch nicht signifikant.

Vor der Probenerstellung zu dieser Studie wurde darauf geachtet, dass die Dentinscheiben eine saubere Oberfläche aufwiesen, da bekannt ist, dass unterschiedliche Arten der Verunreinigung negative Auswirkungen auf die Haftkraft haben können. So führt Eugenol zum Beispiel zu einer Polymerisationshemmung der Monomer-Lösungen (Hansen und Asmussen, 1987), was wiederum zu geringeren Haftwerten führt.

#### **4.1.3 Dentinhaftvermittler**

Die hier untersuchten Dentinhaftvermittler wurden exakt nach Angaben der Hersteller verarbeitet. Dies ist von entscheidender Bedeutung, um eine mögliche klinische Relevanz der getesteten Adhäsive beurteilen zu können, da bereits kleine Abweichungen in der Verarbeitung zu drastischen Veränderungen der adhäsiven Leistungsfähigkeit führen können (Frankenberger et al. 2000). Miyazaki et al. (2000) zeigten, dass es zu Abweichungen der resultierenden Dentinhaftfestigkeiten bei unterschiedlichen Behandlern

kam. Folglich wurde die Verarbeitung der Adhäsive in dieser Untersuchung von einer Person durchgeführt, um eine behandlerabhängige Beeinflussung der Ergebnisse auszuschließen.

Es wurden zwei Total-Etch Adhäsive, Excite<sup>®</sup> und Clearfil<sup>®</sup>New Bond, und ein selbstätzendes Zwei-Komponenten-Adhäsiv, AdheSE<sup>®</sup> verwendet.

Im Rahmen der Konditionierung wurden die Dentinoberflächen für Excite<sup>®</sup> und Clearfil<sup>®</sup>New Bond 15 s mit 34,6%-iger Phosphorsäure angeätzt. Anschließend wurde das Ätzgel für ebenfalls 15 s abgesprüht. Pioch et al. (1998) beobachteten bei einer Verlängerung der Ätzzeit über 15 s eine zunehmende Stärke der Hybridschicht, aber gleichzeitig kam es zu einer Abnahme der Haftfestigkeiten. Aus diesem Grund ist eine genaue Einhaltung der Dauer der Dentinkonditionierung zu empfehlen. Als problematisch ist die anschließende Dentintrocknung zu beurteilen. Kommt es zu einer Übertrocknung des Dentins, kollabiert das Kollagenfasergerüst. Daher wurde nach der Dentintrocknung die Oberfläche feucht belassen, Wet-Bonding, (Gwinnett, 1992; Kanca, 1996) um eine optimale Infiltration der Monomere in das von Wasser offengehaltene Kollagengeflecht zu erleichtern (Pashley et al., 1994). Die Ergebnisse von Eick et al. (1993) zeigten, dass eine Förderung der Feuchtigkeit, im Sinne des Wet-Bondings, zu einem Anstieg der Scherhaftfestigkeiten führte.

Für AdheSE<sup>®</sup>, als Vertreter der selbstätzenden Adhäsive, war keine separate Ätzung erforderlich, was die Verarbeitung vereinfacht und normalerweise keine wesentlich nachteiligen Auswirkungen auf die Höhe der Haftfestigkeiten hat. Dies konnte bei Untersuchungen mit selbstätzenden Adhäsivsystemen gezeigt werden (Gordan et al., 1997; Sarr et al., 2010).

Der Primer von AdheSE<sup>®</sup> wurde für 30 s einmassiert, um durch Einhaltung dieser Penetrationszeit für den Primer, eine ausreichende Hybridisierung zu gewährleisten (Oliveira et al., 2004). Die bereits enthaltene ätzende Komponente wird nicht von der Dentinoberfläche abgesprüht (non-rinsing), und geht folglich eine gewisse Bindung mit dem die Dentinoberfläche bedeckenden Smear Layer ein (Tay und Pashley, 2001). Frankenberger et al. (2000) konnten am Beispiel von Syntac Classic nachweisen, dass ein selbstätzendes Primer-Adhäsiv eine geringere Techniksensitivität in Bezug auf exzessive Trocknung aufwies als Total-Etch Systeme.

Unter bestimmten Bedingungen kann auch eine zu hohe Wasserkonzentration die Penetration des Primer-Monomers in das freigelegte Kollagengeflecht erschweren (Nakabayashi und Pashley, 1998). Eine ausreichende Monomerpenetration findet nur dann

statt, wenn das auf der Dentinoberfläche vorhandene Wasser durch geeignete Lösungsmittel verdrängt wird (Blunck und Haller, 1999).

Der optimale Feuchtigkeitsgehalt der Dentinoberfläche ist von dem im Adhäsiv enthaltenen Lösungsmittel abhängig. So führte die bei acetonbasierenden Präparaten gewünschte Moist-Bonding-Technik zu einer Verdreifachung der Haftfestigkeiten auf Dentin (Haller und Fritzenschaft, 1999). Die hier untersuchten Dentinhaftvermittler unterscheiden sich in Bezug auf das enthaltene Lösungsmittel. AdheSE<sup>®</sup> gehört zu den wasserbasierenden Systemen, Excite<sup>®</sup> und Clearfil<sup>®</sup>New Bond beinhalten Ethanol als Lösungsmittel. So schlussfolgerten Perdigao und Frankenberger (2001), dass wasserbasierende Adhäsive weniger sensitiv auf Variationen in der Oberflächenfeuchtigkeit reagieren, als ethanol- oder acetonbasierende Dentinhaftvermittler.

Reis et al. (2004) kamen zu dem Ergebnis, dass bei wasserbasierenden Systemen höhere Haftfestigkeiten bei eher trockenem Dentin erreicht werden. Folglich hat Wasser das höchste Potential demineralisierte Dentinmatrix zu reexpandieren (Pashley et al., 2002). Diese, in anderen Untersuchungen gewonnenen Erkenntnisse, lassen einen unterschiedlichen Einfluss der Dentinfeuchtigkeit auf die Zughaftfestigkeiten der verschiedenen Adhäsive in Abhängigkeit des enthaltenen Lösungsmittels vermuten.

Überschüsse von Excite<sup>®</sup> wurden nach dem Einmassieren mit Luft verblasen, bei Clearfil<sup>®</sup>New Bond nach dem Auftragen einer dünnen Schicht verdampft, und bei AdheSE<sup>®</sup> wurde lediglich der Primer mit Luft ausgedünnt. Die erhaltenen unterschiedlich dicken Adhäsivschichten können zu einer materialabhängigen Veränderung der Haftfestigkeiten führen (Zheng et al., 2001).

#### **4.1.4 Polymerisation**

Der Zusammenhang zwischen Kontraktionsspannung, bedingt durch die Polymerisationsschrumpfung, und der Haftung an den Kavitätenwänden ist eine der Hauptgründe für die klinischen Probleme mit Kompositfüllungen (Davidson et al., 1984). Die Lichtpolymerisation muss als wichtiger Faktor im Bezug auf die Haftfestigkeit gesehen werden. Diese wird durch den Abstand und die Richtung der Lichtquelle (Kelsey et al., 1987; Cabrera und de la Macorra, 2007) und die Farbe des Komposits (Kanca, 1986; Sakagushi et al., 1991) beeinflusst. Die Lichtdurchlässigkeit hängt vor allem von der

Transluzenz, die nicht nur durch die Farbe, sondern auch durch die Art der Füller gegeben ist, ab.

Jedes Komposit ist durch die rasche Abnahme der Lichtintensität bei zunehmender Dicke gekennzeichnet (Lutz et al., 1992). So konnten Price et al. (2000) bei Schichten von 2 mm wesentlich höhere Haftwerte ermitteln, verglichen mit denen von 5 mm. Nach Rüggeberg et al. (1994) sollte die Schichtstärke 2 mm nicht überschreiten.

In der vorliegenden Studie erfolgte die Lichtpolymerisation mit einer Polymerisationslampe vom Typ Optilux<sup>®</sup> 401 (Hersteller: Firma Kerr) mit einer gemessenen Leistung von 650 mW/cm<sup>2</sup>. Nach Lutz et al. (1992) liegen die effektivsten Wellenlängen im Bereich zwischen 450 und 490 nm. Die Lichtquelle wurde möglichst nah und zentral auf die Kompositoberfläche gehalten, entsprechend dem in der Literatur (Lutz et al., 1992) geforderten Arbeitsabstand von 1 mm. Das verwendete Komposit Tetric<sup>®</sup>Ceram, ein lichthärtendes, Feinpartikel-Hybrid-Komposit der Firma Vivadent, wurde in einer Schichtstärke von  $\leq 2$  mm aufgetragen. Um möglichst einheitliche Durchhärtungstiefen zu erreichen, wurden die Versuche ausschließlich mit der Farbe A2 durchgeführt.

Eine bestimmte Lichtmenge führt im Allgemeinen dazu, dass makrogefüllte oder stark gefüllte Hybridkomposite vollständiger aushärten als mikrogefüllte Komposite, da Glasfüllpartikel das Licht weniger absorbieren (Crispin, 1996).

Sakagushi et al. (1992) zeigten eine lineare Beziehung zwischen Polymerisationsschrumpfung und Lichtintensität. Sie stellten fest, dass die Polymerisationsschrumpfung eines mikrogefüllten Komposits bei konstanter Bestrahlungsdauer und Lichtintensität linear abfällt, verbunden mit einem gleichzeitigen Ansteigen der Kompositdicke. Kleine Änderungen in Lichtintensität und Bestrahlungsdauer führen zu signifikanten Änderungen innerhalb des Werkstoffes (Rüggeberg et al., 1994). Bezogen auf diese Ergebnisse sollten Härtezeiten von 60 s bei einer Lichtintensität von 400 mW/cm<sup>2</sup> erfolgen.

In der vorliegenden Untersuchung wurde die Dauer der Lichtpolymerisation des Komposits auf 40 s mit einer Leistung von 650 mW/cm<sup>2</sup> festgelegt.

Unabhängig von der Leistung des Polymerisationsgerätes ist bei der Lichtpolymerisation eigentlich nur die Strahlungsenergie entscheidend, die auf das Kompositmaterial übertragen wird (Lutz et al., 1992). Diese ergibt sich aus der Intensität multipliziert mit der Bestrahlungsdauer. Größere Strahlungsenergien resultieren in besseren Durchhärtungstiefen, was aber zu größeren Polymerisationsschrumpfungen führt (Sakagushi und Douglas, 1989; Peters et al., 1992).

Hinoura et al. (1991) beobachteten für mehrere Haftvermittlersysteme bei langer Polymerisationszeit die größten Haftfestigkeiten. Dabei führten flache Oberflächen zu höheren Werten als kastenförmige Kavitäten. Yap et al. (2003) konnte zeigen, dass Härungsgrad und Schrumpfung bei der Polymerisation auch materialabhängig sind. Das Ergebnis dieses Experimentes unterstützt nicht die Ansicht, dass Hochleistungslampen zu größeren Polymerisationsschrumpfungen führen (Yap et al., 2003).

#### **4.1.5 Zugversuch**

Die Zugfestigkeit ist die Kraft pro Einheit, die erforderlich ist einen Haftverbund innerhalb oder nahe einer Haftfläche zu lösen (Cavalcante et al., 2006). Eine große Anzahl von Faktoren, wie Form und Größe der Proben, die Zugvorrichtung, die Art der Befestigung, sowie die Zuggeschwindigkeit, beeinflussen die Haftwerte (Van Noort et al., 1989; Poitevin et al., 2007/2008). Das grundlegende Problem aller Studien, die die Haftfestigkeit untersuchen, sind Spannungen, die während des Versuches auftreten und zu einem verfrühten Abriss führen können (Van Noort et al., 1989; Van Noort et al., 1991). Das Abrissverhalten ist dabei im Wesentlichen von der Spannungsverteilung während der Krafteinwirkung abhängig (Della Bona und Van Noort, 1995). Im Idealfall sollen reine Zugkräfte einwirken, mit dem Wunsch eine gleichmäßige Spannungsverteilung an der Haftfläche zu erzielen. Entscheidend ist zudem, dass die Zugkraft senkrecht auf die Haftfläche einwirkt (Van Noort et al., 1989; Zheng, 2001; Meira et al., 2004). Oft erfolgt nur eine unilaterale Befestigung der Proben innerhalb der Zugvorrichtung. Es sollte jedoch eine Haupt- und Grundarretierung (top-bottom) bevorzugt werden, da hier die geringsten Spannungen auftreten (Poitevin et al., 2007). Im Falle einer seitlichen Fixierung sollte diese grundsätzlich beidseitig, gegenüberliegend erfolgen (Meira et al., 2004). Mit Hilfe der FEA (Finite Element Analysis) kann die Spannungsverteilung innerhalb des Zahns und an der Haftfläche von Adhäsiv und Dentin ermittelt werden. Dafür sind jedoch genaue Kenntnisse in Bezug auf Materialeigenschaften der Haftvermittler und des Dentins erforderlich; dies betrifft die Festigkeit und das Elastizitätsmodul (Pashley et al., 1995). Einige Autoren fordern generell die FEA für die Vergleichbarkeit von Ergebnissen (Soares et al., 2008; Neves et al., 2008; Betamar et al., 2007).

In der vorliegenden Studie wurden die Ergebnisse mit Hilfe eines konventionellen Zugversuchs ermittelt. Um eine generelle Aussage über die Einflussnahme der

Haftflächengröße auf die Zugfestigkeitswerte treffen zu können, wurden alle Flächengrößenversuchsreihen mit unterschiedlichen Haftvermittlern untersucht. Die verwendeten Dentinflächengrößen entsprachen nur teilweise der Charakteristik der heute oft publizierten Microtensile-Methode, spiegeln aber in der Gesamtheit eher die klinischen Gegebenheiten wider. Gegenüber Anwendungsfehlern stellt sich diese Testmethode zudem als sehr anfällig dar (Poitevin et al., 2008).

Zur Minimierung ungleichmäßiger Spannungen wurde eine ausschließlich axiale Zugrichtung genutzt. Die am Prüfkörper und Querhaupt angebrachten Stahlketten bestanden aus verschweißten Kettengliedern um ein Aufbiegen und eine sich dadurch ergebende Veränderung der Zugrichtung zu vermeiden. Hinzukommend wurden die Metallhülsen derart aufgebracht, dass für den Zugversuch eine Haftreibung am Versuchsaufbau weitgehend vermieden und eine Parallelität zwischen Prüfkörper und Zugrichtung sichergestellt war. Während der Krafteinwirkung wurde das Querhaupt der Prüfmaschine mit einer festgelegten Geschwindigkeit von 1 mm/min bewegt. In vorausgegangenen Untersuchungen betragen diese 0,5 mm/min, 1,0 mm/min und 5 mm/min (Al-Salehi und Burke, 1997). Nach Yoshida et al. (1996) sollte 1 mm/min nicht überschritten werden. Höhere Geschwindigkeiten können Überlastungserscheinungen beim Adhäsiv hervorrufen und somit in niedrigeren Werten der Zugfestigkeiten resultieren. Heute ist eine Zuggeschwindigkeit von etwa 1mm/min in zahlreichen Studien angegeben (Poitevin et al., 2008; Soares et al., 2008; Sarr et al., 2010).

Der Begriff Zugfestigkeit vermittelt, dass der Haftverlust ursächlich durch ein Versagen im Bereich zwischen Adhäsiv und Dentin zu betrachten ist. Oft liegt die Fraktur aber innerhalb des Restaurationsmaterials oder innerhalb des Dentins. Dies bedeutet aber, dass die eigentliche Haftkraft um ein Vielfaches höher liegt. Dieser Aspekt muss bei den hier ermittelten Zugfestigkeiten berücksichtigt werden.

Durch die stetige Weiterentwicklung der Haftvermittler können Werte von 20 MPa bis zu 50 MPa gemessen werden. Bei diesen hohen Haftwerten treten die meisten Haftversager als Kohäsivbrüche innerhalb des Dentins auf (Pashley et al., 1995). Brüche dieser Art werden ab 12 MPa – 15 MPa beschrieben und bei 25 MPa liegt deren Anteil bei 80 Prozent.

Nach Øilo et al. (1993) erreichen die Prüfkörper in den Zugversuchen normalerweise Stressverteilungsmuster, die zu einem Versagen des Dentinsubstrates unterhalb seiner ultimativen Festigkeit führen. Auch Versluis et al. (1997) stellten fest, dass ein Abriss innerhalb des Dentins nicht gleichbedeutend mit einer Überlastung der Kohäsivkräfte innerhalb dieses Substrates ist, sondern als eine Konsequenz des Testdesigns zu sehen ist.

Klinisch konnten diese Kohäsivbrüche im Dentin nicht beobachtet werden (Sano et al., 1994).

Mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops können die Frakturmuster genau dargestellt werden, wobei diese Aufnahmen kritisch zu betrachten sind, da sie nicht die eigentliche Qualität der Haftung zeigen (Finger, 1988).

Die Kräfte, die okklusal auf eine Restauration einwirken, sind sehr komplex. Folglich kann nicht ein Testverfahren allein zufriedenstellend voraussagen, wie sich ein Adhäsivsystem klinisch verhält (Al-Salehi und Burke, 1997).

## **4.2 Diskussion der Ergebnisse**

In der vorliegenden Studie wurde für jede der vier untersuchten Dentinhaftflächen, unter Verwendung der Haftvermittlersysteme Excite<sup>®</sup>, Clearfil<sup>®</sup>New Bond und AdheSE<sup>®</sup> eine Dentinhaftung festgestellt. Die unterschiedlichen Größen der Dentinhaftfläche zeigten einen signifikanten Einfluss auf die Zugfestigkeiten.

Mit 12,56 mm<sup>2</sup> (Durchmesser d: 4 mm) stellte dieser Wert die größte Haftfläche dar. Zudem wurden Dentinoberflächen mit 7,07 mm<sup>2</sup> (d: 3 mm), 3,14 mm<sup>2</sup> (d: 2 mm) und 0,78 mm<sup>2</sup> (d: 1 mm) untersucht. Es konnte ein Anstieg der Mittelwerte der Haftfestigkeiten bei kleiner werdenden Dentinoberflächen beobachtet werden.

Die drei Haftvermittler zeigten im Vergleich, bei gleicher Dentinoberfläche, keine signifikanten Unterschiede.

Es erscheint wenig sinnvoll, konkrete Vergleiche der Haftwerte unterschiedlicher Studien vorzunehmen, da die Voraussetzung hierfür identische Versuchsbedingungen sein sollten (Finger, 1988; Betamar et al., 2007; Poitevin et al., 2007). So ergeben sich in Abhängigkeit vom Versuchsdesign große Unterschiede bei den gemessenen MPa-Werten (Van Noort et al., 1989). Das zeigten zahlreiche Studien der vergangenen Jahre. Eine Analyse von 50 Studien durch Al-Salehi und Burke (1997) ergab, dass in 94% der Fälle die Kontaktfläche beziehungsweise der Probendurchmesser angegeben wurde. Nakabayashi et al. (1982) erzielten erstmals auf geätztem Dentin Zugfestigkeiten von bis zu 18 MPa. Dabei wurde die Fläche der Dentinproben auf 5 mm im Durchmesser festgelegt. Tagami et al. (1990) konnten bei Dentinflächen mit 4,5 mm Durchmesser Scherhaftfestigkeiten für Clearfil<sup>®</sup>New Bond zwischen 0 MPa bis 4,5 MPa ermitteln. Wesentlich höhere Werte, von bis zu 40 MPa, wurden mit Hilfe unterschiedlicher Adhäsivsysteme auf 1 mm<sup>2</sup> großen Dentin-Haftflächen



erzielt (Nikaido et al., 2002; Toledano et al., 2003). Dentinoberflächen unter  $0,4 \text{ mm}^2$  führten, in Abhängigkeit vom getesteten Adhäsiv, zu Haftfestigkeiten zwischen 20 MPa und 55 MPa. (Nikaido et al., 2002). Die Werte wurden im Rahmen des sogenannten Microtensile-Bond-Strength-Testing ermittelt. Diese Messmethode wurde erstmals von Sano et al. (1994) propagiert und findet in neueren Studien immer mehr Beachtung (Inoue et al., 2001; Goracci et al., 2003; Betamar et al., 2007; Sarr et al., 2010).

Die in der Literatur überwiegend beschriebenen Haftwerte liegen deutlich über den hier gemessenen Zugfestigkeiten. Dafür kann unter anderem die Tatsache entscheidend sein, dass bei einem Großteil der Untersuchungen die Messungen der Haftkraft erst nach 24 Stunden Wasserlagerung der polymerisierten Proben vorgenommen wurden (Finger 1988 und Frankenberger et al., 1996). Klinisch entscheidend ist jedoch die unmittelbare Haftkraft, da die Auswirkung der Polymerisationskontraktion direkt im Zuge der Aushärtung auftritt (Hansen und Asmussen, 1985; Schaller et al., 1994). Hinzukommend wurden hier die Versuche an tiefem, pulpanahem Dentin durchgeführt, was zu einer Verminderung der Haftwerte führen kann (Tagami et al., 1990). Prati et al. (1991) ermittelten dementsprechend auf pulpanahem Dentin nur Haftwerte, die 60% – 70% unter den Werten von pulpaferem Dentin lagen. Dies ist mit großer Wahrscheinlichkeit in der Struktur und Morphologie des Dentins begründet. So sind nach Garberoglio und Brännström (1976) im pulpanahen mehr Dentintubuli pro  $1 \text{ mm}^2$  als im pulpaferen Dentin zu finden. Auch ist das intertubuläre Dentin im pulpanahen Bereich bis zu 12% reduziert (Pashley, 1989). Einige Autoren (van Meerbeek et al., 1992; Pashley et al., 1994; Nakabayashi und Pashley, 1998) weisen dem demineralisierten, intertubulären Dentin die wesentliche Beteiligung an der Dentinhaftung zu. Auch Gwinnett (1993) stellte fest, dass die Wirkungsweise von Adhäsiven bezüglich ihrer Dentinhaftung eher auf das intertubuläre Dentin zurückzuführen ist, als auf die Ausbildung der Tags im Bereich der Dentintubuli. Das im pulpanahen Bereich vermehrt auftretende, stärker mineralisierte, peritubuläre Dentin lässt sich schlechter demineralisieren, was eine weniger stark ausgeprägte Hybridschicht zur Folge hat (Erickson, 1989; van Meerbeek et al., 1992). Friedl und Powers (1994) sehen darin einen wichtigen Grund für die niedrigen Haftwerte der Adhäsive im pulpanahen Dentinbereich.

Schon in vorangegangenen Studien (Sano et al., 1994; Phrukkanon et al., 1998; Goracci et al., 2004; Poitevin et al., 2007) stellte man fest, dass die Reduzierung der Querschnittsfläche der behandelten Prüfkörper größere Zugfestigkeitswerte ergeben. Das Versuchsdesign dieser Studien war in Bezug auf Probenform und Prüfvorrichtung relativ einheitlich. Es kamen stab- oder uhrglasförmige Proben zum Einsatz, die in spezielle

Haltevorrichtungen eingebracht oder mit Cyanacrylat an der Zugvorrichtung befestigt wurden. Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass auch ein abweichender Versuchsaufbau und die Verwendung anderer Adhäsivsysteme zum gleichen Ergebnis führen.

Da im vorliegenden Fall primär der Einfluss der Haftflächen untersucht werden sollte, wurde auf die Simulation des von manchen Autoren geforderten Pulpendruckes verzichtet, zumal zahlreiche Untersucher einen unterschiedlichen Einfluss der Dentinpermeabilität beobachteten (Elhabashy et al., 1993; Schaller et al., 1994; Swift und Bayne, 1997; Gernhardt et al., 2001).

Für Dentinoberflächen mit 1 mm Durchmesser wurden bei allen drei Haftvermittlern die signifikant höchsten mittleren Zugfestigkeiten mit 18,49 MPa unter Verwendung von Clearfil®New Bond, 16,05 MPa mit AdheSE® und 10,84 MPa mit Excite® ermittelt. Diese Mittelwerte lagen deutlich über denen, die bei einem Durchmesser von 2 mm der Haftfläche festgestellt wurden. Auch hier erreichte Clearfil®New Bond mit 9,97 MPa den höchsten Mittelwert (Excite® 7,22 MPa, AdheSE® 7,64 MPa).

Bei 3 mm Durchmesser waren im Vergleich fast einheitliche Werte bei den unterschiedlichen Adhäsiven zu finden, Excite® 4,89 MPa, Clearfil®New Bond 4,78 MPa, AdheSE® 4,56 MPa. Im Falle von 4 mm Oberflächendurchmesser lagen die Zugfestigkeiten nur geringfügig unter den bei 3 mm festgestellten. Dabei erzielte AdheSE® mit einem Mittelwert von 3,14 MPa den niedrigsten Wert, Clearfil®New Bond lag jedoch mit 4,68 MPa über dem ermittelten Wert von AdheSE® (4,56 MPa) bei 3 mm Durchmesser der Probe.

Sano et al. (1994) erbrachten den Nachweis eines Anstiegs der Zugfestigkeiten bei kleiner werdenden Dentinoberflächen anhand von Untersuchungen mit Clearfil®Liner Bond und Scotchbond MP. Dabei kamen Dentinoberflächen von 0,25 mm<sup>2</sup> bis 11,65 mm<sup>2</sup> zum Einsatz. Die gefundenen Zugfestigkeitswerte lagen bei 55 MPa für Clearfil®Liner Bond 2 (Kuraray Co.) und 38 MPa für Scotchbond MP (3M Dental Products).

In einer Studie aus dem Jahr 1997 durch Shono et al. konnte das gleiche umgekehrte Verhältnis zwischen Haftflächen und Zugfestigkeit für den Adhäsiv-Schmelz-Verbund gezeigt werden. Die Größe der Oberfläche variierte von 0,5 mm<sup>2</sup> – 3,0 mm<sup>2</sup>.

Im Hinblick auf diese Studie muss vermutet werden, dass das umgekehrte Verhältnis zwischen Zugfestigkeit und Größe der Haftfläche nicht substratspezifisch ist, solange es sich um ein biologisches Substrat handelt (Pashley et al., 1995).

Phrukkanon et al. (1998) führten ihre Studie anhand von 1,1 mm<sup>2</sup>, 1,5 mm<sup>2</sup> und 3,1 mm<sup>2</sup> Dentinoberfläche durch (1,2 mm, 1,4 mm und 2 mm Durchmesser). Die 3,1 mm<sup>2</sup> Oberflächen-Gruppen zeigten signifikant niedrigere Haftfestigkeiten als die 1,1 mm<sup>2</sup>

Oberflächengruppen. Die getesteten Adhäsive waren Scotchbond MP Plus, Opti Bond FL, Opti Bond Solo sowie One Step. Dabei nutzt Scotchbond einen Primer auf Wasserbasis, während Opti Bond FL einen auf Alkoholbasis verwendet. Opti Bond Solo und One Step sind beide Ein-Flaschen-Systeme. Phrukkanon et al. (1998) konnten in ihrer Untersuchung keine nennenswerten Unterschiede zwischen den verschiedenen Systemen bei gleichem Durchmesser feststellen, was sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie deckt. Auch hier konnte mit Excite<sup>®</sup> als Ein-Flaschen-System, Clearfil<sup>®</sup>New Bond als chemisch initiiert aushärtendem Adhäsiv und AdheSE<sup>®</sup> als selbstkonditionierendem Zwei-Komponenten-Adhäsiv, keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Beim Probendurchmesser von 3 mm ergab der paarweise Vergleich der Haftvermittler keine signifikanten Unterschiede in dieser Studie. Aufgrund der erzielten Ergebnisse scheint das in den Adhäsiven enthaltene Lösungsmittel (Excite<sup>®</sup> und Clearfil<sup>®</sup>New Bond / Ethanol, AdheSE<sup>®</sup> / Wasser) keine nennenswerten Einfluss auf die Haftwerte zu haben.

Einige Untersuchungen kamen 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). Sarr et al. (2010) ermittelten bei der Untersuchung von 11 unterschiedlichen Adhäsivsystemen die niedrigsten Haftwerte bei One-Step- und die höchsten bei den klassischen Three-Step-Systemen.

In der vorliegenden Studie ergaben die getesteten Adhäsive bei gleicher Haftflächengröße keine signifikanten Unterschiede. Das deckt sich mit den Ergebnissen von Cardoso et al. (2002).

Die von Phrukkanon et al. (1998) ermittelten Zugfestigkeiten liegen mit etwa 15,8 MPa für 3,1 mm<sup>2</sup> und 19 MPa– 20 MPa für 1,5 mm<sup>2</sup> beziehungsweise 1,1 mm<sup>2</sup> über den hier erzielten Werten. Dort wurden die Proben allerdings nach der Polymerisation für 48 h bei 37° C in Wasser gelagert.

Die niedrigen und relativ einheitlichen Werte der vorliegenden Studie bei größeren Dentinoberflächen können eventuell auch durch das Abrissverhalten erklärt werden.

Es ist bekannt, dass bei einer Oberfläche von über 2 mm<sup>2</sup> viele der Abrisse als Kohäsivbrüche im Dentin zu finden sind. Die eigentlichen Haftfestigkeiten werden in diesem Fall nicht dargestellt. Bei Untersuchungen von Phrukkanon et al. (1998) zeigten die meisten Proben mit 1,1 mm<sup>2</sup> oder 1,5 mm<sup>2</sup> adhäsive Abrisse an der Haftfläche von Dentin und Adhäsiv.

Um Ergebnisse zu erzielen, welche die wirklichen Haftfestigkeiten widerspiegeln, sollten die getesteten Oberflächen möglichst klein sein, da auf diese Weise die Anzahl der kohäsiven Frakturen im Dentin signifikant reduziert werden. Dieser Zusammenhang konnte

jedoch klinisch nicht beobachtet werden (Sano et al., 1994). Unter Berücksichtigung dieser Tatsache müssen die in der vorliegenden Studie ermittelten Zugfestigkeiten bei 3 und 4 mm Durchmesser bewertet werden.

Ein Erklärungsansatz für die höheren ermittelten Zugfestigkeiten bei kleiner werdendem Durchmesser der Haftfläche liegt in der geringeren Anzahl interner Defekte und Porositäten an der Dentinoberfläche, woraus während des Zugversuches eine gleichmäßigere Spannungsverteilung resultierte.

Van Noort et al. (1989 und 1991) und Phrukkanon et al. (1998) zeigten mit Hilfe der Finite Element Analysis (FEA), dass die Spannungen während des Versuches in den getesteten Proben nicht gleichmäßig verteilt sind. Die Stress-Verteilung an der Zwischenfläche der kleineren Oberflächen war gleichmäßiger, verglichen mit den großen Proben (Phrukkanon et al., 1998). Der Abriss beginnt, bezogen auf den Frakturmechanismus, in dem Gebiet der höchsten Spannungskonzentration. Demzufolge haben die Proben, welche ein geringeres Stressmaximum zeigen, eine höhere Überlebensdauer. Dieses hilft zu erklären, dass kleinere Dentinoberflächen zu höheren Zugfestigkeitswerten führen.

Entgegen dieser Theorie stellten El Zohairy et al. in einer Untersuchung aus dem Jahr 2004 eine Hypothese auf, die als ausschlaggebende Ursache für dieses Phänomen des umgekehrten Verhältnisses die seitliche Befestigung der Proben an der Prüfvorrichtung sieht. In diesem Fall ist die Zugfestigkeit von der Dicke der Proben abhängig. Sie kamen in ihrer Studie zu der Ansicht, dass bei dieser lateralen Befestigung die Haftwerte bei abnehmender Dicke der Barren signifikant höher waren (1 mm, 2 mm, 3 mm). Die Größe der Klebefläche war in diesem Fall einheitlich. Wurden die Proben mit unterschiedlich großen Haftflächen angebracht (1 mm<sup>2</sup>, 2 mm<sup>2</sup>, 3 mm<sup>2</sup>), resultierten annähernd gleich große Zugfestigkeiten. Aufgetretene, nicht signifikante Unterschiede erklären die Autoren ebenfalls durch das Vorhandensein von Defekten. Die Untersuchung wurde jedoch ausschließlich mit Hilfe von Kompositbarren durchgeführt, was die Vergleichbarkeit mit dem Dentin-Adhäsiv-Verbund unmöglich macht. Außerdem ermittelten auch schon Wang et al. 1972 konstante Haftwerte bei variierender Flächengröße, jedoch basierte auch in diesem Fall die zugrundeliegende Untersuchung nicht auf einem biologischen Substrat (Pashley et al., 1995).

Auch die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen, verglichen mit vorangegangenen Studien, dass die Größe der Dentinhaftflächen bei gegebenem Versuchsaufbau, den untersuchten Probendurchmessern und Haftvermittlern, einen signifikanten Einfluss auf die Zugfestigkeitswerte hat. Aufgrund der gewonnenen Erkenntnisse ist es von großer

Bedeutung, aufgeführte Zugfestigkeitswerte aus anderen Studien immer unter dem Aspekt der Größe der Dentinfläche zu bewerten.

### **4.3 Schlussfolgerung**

Zahlreiche vorangegangene Studien untersuchten die Haftfestigkeiten unterschiedlicher Adhäsive in Form von Zug- oder Scherhaftfestigkeiten. Dabei stand lange Zeit die möglichst exakte Simulation der klinischen Bedingungen bei den In-vitro-Untersuchungen im Vordergrund. Das betraf im Wesentlichen die Simulation des physiologischen Pulpendrucks. Viele der jüngeren Studien konnten jedoch zeigen, dass sich die Perfusion durch die modernen Adhäsive mit hydrophilen Primern weniger negativ auswirkt.

Mit Hilfe der Microtensile-Methode, charakterisiert durch extrem kleine Dentinhaftflächen und der niedrigen Anzahl benötigter Zähne, rückte die Untersuchung von auftretenden Spannungen und deren Minimierung während der Versuchsdurchführung in den Vordergrund. In-vitro-Studien lassen sich durch dieses Verfahren effektiver gestalten, bieten jedoch nur eine bedingte Projizierbarkeit auf die Praxis.

Die vorliegende quantitative Untersuchung zeigt, dass die Größe der für den Verbund von Adhäsiv und Dentin genutzten Fläche einen direkten Einfluss auf die Zugfestigkeitswerte unterschiedlicher Haftvermittlersysteme in vitro hat. Eine Reduzierung der Querschnittsfläche der behandelten Prüfkörper resultiert in größeren Haftwerten. Dabei scheint die Art des Adhäsivs, ob Ein-Flaschen-System, chemisch initiiert härtend oder selbstkonditionierend, keine nennenswerte Rolle zu spielen. Die ermittelten Werte lassen einen Anstieg der Zugfestigkeiten bei kleiner werdenden Dentinoberflächen erkennen.

Versuchsaufbau und -durchführung der vorliegenden Studie sind grundlegend verschieden, verglichen mit vorangegangenen Untersuchungen. Das zeigt, dass das umgekehrte Verhältnis unabhängig von den Versuchsbedingungen zu sehen ist. Für die Vergleichbarkeit von Ergebnissen ist es aber zwingend erforderlich, Untersuchungen unter standardisierten Bedingungen durchzuführen.

Generell muss festgestellt werden, dass auch die hier in vitro gewonnenen Daten hauptsächlich genutzt werden können um die Effektivität von Adhäsivsystemen zu vergleichen. Ein direkter Bezug zur klinischen Situationen ist dabei nicht möglich, da nicht genau ermittelt werden kann welche Spannungen klinisch bei okklusaler Belastung im Adhäsivverbund auftreten (Williams et al., 1987; Morin et al., 1988; Van Noort, 1989).

Söderholm (1991), sowie Sudsangiam und Van Noort (1999) und van Meerbeek (2010) beschrieben kritisch die gängigen Testmethoden und deren klinische Relevanz. So führen In-vitro- und In-vivo-Studien zu sehr unterschiedlichen Ergebnissen.

Die hohen Messwerte die heute in diesen Tests ermittelt werden, können wahrscheinlich auf die extrem kleinen Probendurchmesser zurückgeführt werden. Klinisch haben diese Oberflächengrößen jedoch nahezu keine Relevanz. So können Adhäsivsysteme mit guten Laborergebnissen klinisch durchaus ein anderes Verhalten zeigen.

Die In-vivo-Studien basieren in der Regel auf der Retentionsrate der Restaurationen. Einflussreiche Faktoren sind dabei die Art der Kavitätenpräparation, Kavitätenform und –größe, sowie die Applikationstechnik und Lichtpolymerisation (Söderholm, 1991).

In der Praxis wird das Ausmaß der Dentinhaftfläche durch den kariösen Defekt vorgegeben. Somit ist die Größe und Form der Haftfläche eine nicht zu reduzierende Variable. Aufgrund der Tatsache, dass die höchsten Haftwerte auf kleinen Dentinobeflächen erreicht werden, sollte das Komposit möglichst in kleinen Portionen (Inkrementtechnik) und in Anlehnung an den Konfigurationsfaktor an den Kavitätenwänden aufgebracht werden.

Ziel kann primär nur eine weitere Reduktion der Polymerisationsschrumpfung sein. Nur so können die erhöhten Stressmuster die bei größeren Oberflächen im Vergleich zu kleineren beobachtet werden, minimiert und damit ein vorzeitiger Abriss des Materials vermieden werden.

## 5 Zusammenfassung

Zielstellung der vorliegenden Studie war es, den Einfluss unterschiedlich großer Dentinflächen auf die Zugfestigkeit dreier Adhäsivsysteme, Excite<sup>®</sup> (Firma Vivadent), Clearfil<sup>®</sup>New Bond (Firma Kuraray) und AdheSE<sup>®</sup> (Firma Vivadent), in vitro zu ermitteln. Die frisch präparierten Dentinscheiben wurden in den Versuchsaufbau eingebracht und nachfolgend für den Zugversuch vorbereitet. Alle Dentinhaftvermittler wurden nach Herstellerangaben verarbeitet, was bei den Systemen Excite<sup>®</sup> und Clearfil<sup>®</sup>New Bond eine Konditionierung der Dentinoberfläche mit 34,6%-iger Phosphorsäure voraussetzte. Anschließend wurden Excite<sup>®</sup> und AdheSE<sup>®</sup> lichtpolymerisiert; die Auspolymerisation bei Clearfil<sup>®</sup>New Bond war chemisch initiiert. Die zu testenden Dentinoberflächen wiesen Durchmesser von 1 mm (0,78 mm<sup>2</sup>), 2 mm (3,14 mm<sup>2</sup>), 3 mm (7,07 mm<sup>2</sup>) und 4 mm (12,56 mm<sup>2</sup>) auf. Diese wurden durch den Innendurchmesser von vier unterschiedlichen Metallhülsen festgelegt, die in die Aufsatzmutter des Zylinders gesetzt und somit auf die freiliegende Dentinfläche aufgebracht wurden. Der axiale Zugversuch erfolgte 15 Minuten nach Auspolymerisation des Füllmaterials Tetric<sup>®</sup> Ceram (Firma Vivadent) mit Hilfe einer Universalprüfmaschine der Firma Zwick des Typs Z005.

Der Einfluss der untersuchten Dentinhaftflächengrößen auf die Zugfestigkeit war für alle getesteten Adhäsivsysteme signifikant ( $p \leq 0,001$ ; ANOVA). Bei den ermittelten mittleren Zugfestigkeiten konnte ein Anstieg von großen zu kleinen Dentinhaftflächen beobachtet werden. So wurden die höchsten Mittelwerte der Zugfestigkeiten mit 18,49 MPa für Clearfil<sup>®</sup>New Bond, 16,05 MPa für AdheSE<sup>®</sup> und 10,84 MPa für Excite<sup>®</sup> bei einem Durchmesser der Haftfläche von 1 mm erzielt. Die Haftflächen mit 4 mm Durchmesser führten zu den niedrigsten Werten. Die drei Adhäsivsysteme zeigten bei gleichen Haftflächen keine signifikanten Unterschiede.

Die Zugfestigkeiten der größeren Dentinhaftflächen müssen vor dem Hintergrund des bekannten Anstiegs der Kohäsivbrüche innerhalb des Dentins bewertet werden, da aus diesem Grund die eigentliche Haftkraft höher anzusiedeln ist.

Unter Zugrundelegung der Ergebnisse dieser Studie führt eine Reduktion der zur Haftung genutzten Dentinoberflächen zu einem Anstieg der Zugfestigkeiten. Der Vergleich mit anderen Studien zeigt, dass dieses umgekehrte Verhältnis unabhängig vom Versuchsaufbau zu sehen ist.

Bisher liegen keine in-vivo ermittelten Werte vor, die den Einfluss der Größe der adhäsiven Restauration auf die Retentionsrate darstellen. Inwieweit die in dieser Untersuchung erzielten Ergebnisse klinisch relevant sind, müssen nachfolgende Studien klären.

## 6 Literaturverzeichnis

Al-Salehi SK, Burke FJ (1997) Methods used in dentin bonding tests: An analysis of 50 investigations on bond strength. *Quintessence Int* 28 (11):717-723

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

Asmussen E, Munksgaard EC (1988) Bonding of restorative resins to dentin: Status of dentin adhesives and impact on cavity design and filling techniques. *Int Dent J* 38:97-104

Asmussen E, Munksgaard EC (1985) Bonding of restorative resins to dentin promoted by aqueous mixtures of aldehydes and active monomers. *Int Dent J* 35:160

Barkmeier WW, Cooley RL (1989) Resin adhesive systems: In vitro evaluation of dentin bond strength and marginal microleakage. *J Esthet Dent* 1:67

Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA (1982) Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol* 11:439-450

Betamar N, Cardew G, Van Noort R (2007) Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *J Adhes Dent* 9:159-168

Blunck U, Haller B (1999) Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz* 50 (10):1021-1033

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

Bowen RL (1962) Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis-phenol and glycidyl acrylate. U.S. Pat No 3066112



Brännström M, Johnson G (1974) Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: A scanning electron microscopic investigation. *J Prosthet Dent* 31 (4):422-430

Brännström M, Nordenvall KJ (1977) The effect of acid etching on enamel, dentin and the inner surface of the resin restoration: A scanning electron microscopic investigation. *J Dent Res* 56:917-923

Buonocore MG (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34 (6):849-853

Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ (1968) Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol* 13:61-70

Cabrera E, de la Macorra JC (2007) Polymerization shrinkage influences microtensile bond strength. *J Dent Res* 86(3):227-231

Cavalcante LMA, Erhardt MCG, Bedran-de-Castro AKB, Pimenta LAF, Ambrosano GMB (2006) Influence of different tests used to measure the bond strength to dentin of two adhesive systems. *Am J Dent* 19,1,:37-40

Cardoso PEC, Braga RR, Carrilho MRO (1998) Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 14:394-398

Cardoso PEC, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M (2002) Adhesion testing with the microtensile method: Effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. *J Adhes Dent* 4,4:291-297

Causton BE, Johnson NW (1979) Changes in the dentin of human teeth following extraction and their implication for in-vitro studies of adhesion to tooth substance. *Arch Oral Biol* 24:229-232

Chappell RP, Cobb CM, Spencer P, Eick JD (1994) Dentinal tubule anastomosis: A potential factor in adhesive bonding? *J Prosthet Dent* 72 (2):183-188

Cooley RL, Dodge WW (1989) Bond strength of three dentinal adhesives on recently extracted versus aged teeth. *Quintessence Int* 20:513-516

Crispin BJ: *Moderne ästhetische Zahnheilkunde. Grundlage für die Praxis.* Quintessenz Verlag, 1996

Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A (1984) The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63(12):1396-1399

Davidson CL, Feilzer AJ (1997) Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 25:435-440

Della Bona A, Van Noort R (1995) Shear versus tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 74:1591-1596

Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE (1970) Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res* 49 (6):1359-1368

Eick JD, Robinson SJ, Chappell RP, Cobb CM, Spencer P (1993) The dentinal surface: Its influence on dentinal adhesion. Part III. *Quintessence Int* 24 (8):571-582

Elhabashy A, Swift EJ, Boyer DB, Denehy GE (1993) Effects of dentin permeability and hydration on the bond strengths of dentin bonding systems. *Am J Dent* 6 (3):123-126

El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruiven LJ, Feilzer AJ (2004) The Influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res* 83:420-424

Erickson RL (1989) Mechanism and clinical implications of bond formation for two dentin bonding agents. *Am J Dent* 2:117-123

Erickson RL, Glasspoole EA, Retief DG (1989) Influence of test parameters on dentin bond strength measurements. *J Dent Res* 68:374, Abstract Nr. 1543

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL (1987) Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66 (11):1636-1639

Ferrari M, Goracci G, García-Godoy F (1997) Bonding mechanism of three “one-bottle” systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. *Am J Dent* 10:224-230

Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Davidson CL (1997) Effect of two etching times on the sealing ability of Clearfil Liner Bond 2 in Class V restorations. *Am J Dent* 10 (2):66-70

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

Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF (1992) Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater* 8:265-269

Frank RM (1966) Etude au microscope électronique de l'odontoblaste et du canalicule dentinaire humain. *Arch Oral Biol* 11:179-199

Frankenberger R, Krämer N, Sindel J (1996) Zuverlässigkeit der Dentin-Komposit-Verbindung mit zwei experimentellen Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 51:206-210

Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A (2000) Technique sensitivity of dentin bonding: Effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25:324-330

Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M (2001) 'No-bottle' vs 'multi-bottle' dentin adhesives – a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 17:373-380

Freedman G, Leinfelder K (2002) Seventh-generation adhesive systems. *Dent Today* 21:106-111

Friedl KH, Powers JM (1994) Einfluss der Dentintiefe und –feuchtigkeit auf die Haftung zahnärztlicher Werkstoffe in-vitro. Referat 26. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft der Grundlagenforschung in der DGZMK

Fritz UB, Finger WJ, Uno S (1996) Resin-modified glass ionomer cements: Bonding to enamel and dentin. *Dent Mater* 12:161-166

Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M (1979) Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 58 (4):1364-1370

Garberoglio R, Brännström M (1976) Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 21:355-362

Gernhardt CR; Salhab J, Schaller HG (2001) Die Zugfestigkeit verschiedener Dentinhaftvermittler auf trockenem und perfundiertem Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 56:467-471

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

Gordan VV, Vargas MA, Cobb DS, Denehy GE (1992) Evaluation of adhesive systems using acidic primers. *Am J Dent* 5:127-129

Griffith AA: The phenomena of rupture and flow in solids. In: *Philosophical Transactions of the Royal Society*. London, 1921; A 224, S. 163-193

Gwinnett AJ (1992) Moist versus dry dentin: Its effect on shear bond strength. *Am J Dent* 5 (3):127-129

Gwinnett AJ (1993) Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent* 6 (1):7-9

Gwinnett AJ (1984) Smear layer: Morphological considerations. *Oper Dent Supplement* 3:3-12

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

Haller B, Fritzenschaft A (1999) Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern bei Dry- und Moist-Bonding in-vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 54 (4):225-230

Hansen EK, Asmussen E (1987) Influence of temporary filling materials on effect of dentin bonding agents. *Scand J Dent Res* 95:516-520

Hansen EK, Asmussen E (1985) Comparative study of dentin adhesives. *Scand J Dent Res* 93:280-287

Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Auflage Urban Schwarzenberg Verlag München, 2003

Hinoura K, Miyazaki M, Onose H (1991) Effect of irradiation time to light-cured resin composite on dentin bond strength. *Am J Dent* 4:273-276

Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B (2001) Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 3 (3):237-245

Jones JL, Leaver AG (1974) Studies on the minor components of the organic matrix of human dentin. *Arch Oral Biol* 19:371

- Jørgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E (1985) Composite wall-to-wall polymerisation contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *Scand J Dent Res* 93:276-279
- Kanca J (1992) Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent* 5:213-215
- Kanca J (1996) Wet bonding: Effect of drying time and distance. *Am J Dent* 9:273-276
- Kanca J (1992) Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc* 123:35-42
- Kelsey WP, Shearer GO, Cavel WT, Blankenan RJ (1987) The effects of wand positioning on the polymerisation of composite resins. *J Am Dent Assoc* 114:213-215
- Ketterl W (1961) Studie über das Dentin der permanenten Zähne des Menschen. *Stoma* 14:79-96,148-163
- Ketterl W (1983) Age-induced changes in the teeth and their attachment apparatus. *Int Dent J* 33 (3):262-271
- Kugel G, Ferrari M (2000) The science of bonding: From first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 131:20-25
- Lutz F, Krejci I, Frischknecht A (1992) Lichtpolymerisation. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102 (5):575-582
- Meira JB, Souza RM, Driemeier L, Ballester RY (2004) Stress concentration in microtensile tests using uniform material. *J Adhes Dent* 6:267-273
- Miller WA, Eick JD, Neiders ME (1971) Inorganic components of the peritubular dentin in young human permanent teeth. *Caries Res* 5:264-278

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

Mjör IA, Nordahl I (1996) The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol* 41 (5):401-412

Mjör JA (1966) Microradiography of human coronal dentine. *Arch Oral Biol* 11:225

Morin DL, Cross M, Voller VR, Douglas WH, DeLong R (1988) Biophysical stress analysis of restored teeth: modelling and analysis. *Dent Mater* 4:77-84

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E (1982) The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 16:265-273

Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N (1991) Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 3 (4):133-138

Nakabayashi N, Pashley DH: Hybridization of dental hard tissues. 1. Auflage Quintessence Publishing, 1998

Neves AA, Coutinho E, Cardoso MV, Jaecques S, Lambrechts P, Van der Sloten J, Van Oosterwyck H, Van Meerbeek B (2008) Influence of notch geometry and interface on stress concentration and distribution in microtensile bond strength specimens. *J Dent* 36:808-815

Nikaido T, Kunzelmann K-H, Ogata M, Harada N, Yamagushi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J (2002) The in vitro dentin bond strengths of two adhesive systems in class I cavities of human molars. *J Adhes Dent* 4:31-39

Nordenvall KJ, Brännström M (1980) In vivo resin impregnation of dentinal tubules. *J Prosthet Dent* 44:630-637

Nystrom GP, Holtan JR, Phelps II RA, Becker WS, Anderson TB (1998) Temperature and humidity effects on bond strength of a dentinal adhesive. *Oper Dent* 23:138-143

Øilo G, Austrheim EK (1993) In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand* 51:263-269

Oliveira SSA, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW Jr (2003) The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 19:758-767

Oliveira SSA, Marshall SJ, Habelitz S, Gansky SA, Wilson RS, Marshall GW (2004) The effect of a self-etching primer on the continuous demineralization of dentin. *Eur J Oral Sci* 112:376-383

Pashley DH (1984) Smear layer: Physiological considerations. *Oper Dent Supplement* 3:13-29

Pashley DH (1989) Dentin: A dynamic Substrate – a review. *Scanning Microscopy* 3, 161-176

Pashley DH (1990) Clinical considerations of microleakage. *J Endod* 16 (2):70-77

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H (1994) Dentin as a bonding substrate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:760-63

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H (1995) Adhesion testing on dentin bonding agents: A review. *Dent Mater* 11:117-125

Pashley DH, Nelson R, Pashley EL (1981) In-vivo fluid movement across dentine in the dog. *Arch Oral Biol* 26:707-710

Pashley EL, Agee K, Pashley D, Tay F (2002) Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentin bonding. *J Dent* 30:83-90

Pashley HP, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F (1999) The microtensile bond test: A review. *J Adhes Dent* 1,4:299-309



Paul SJ, Schärer P (1993) Scherfestigkeit von Dentinhaftmitteln unter intrapulparem Druck und Temperaturwechsel. Schweiz Monatsschr Zahnmed 103 (6):709-714

Perdigao J, Lopes L, Lambrechts P, Leitao J, Van Meerbeek B (1997) Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. Am J Dent 10:141-145

Peters MCRB, Sakaguchi RL, Nelson SR et al. (1991) Polymerization contraction stresses in composite resins. J Dent Res 70:295 (abstract 239)

Petschelt A, Angel H (1986) Dentin nach unterschiedlicher Bearbeitung in vivo. Dtsch Zahnärztl Z 41:245-249

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ (1998) Effect of cross-sectional surface area on bond strength between resin and dentin. Dent Mater 14:120-128

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

Pioch T, Stotz S, Buff E, Duschner H, Staehle HJ (1998) Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. Am J Dent 11:202-206

Poitevin A; De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho EC, Peumans M, Lambrechts P et al (2008) Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. J Adhes Dent 10:7-16

Poitevin A; De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho EC, Peumans M, Lambrechts P et al. (2007) Influence of three specimen fixation modes on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. Dent Mater J 26:694-699

Prati C, Pashley DH, Montanari G (1991) Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. Dent Mater 7:54-58

Price RB, Doyle G, Murphy D (2000) Effects of composite thickness on the shear bond strength to dentin. *J Can Dent Assoc* 66:35-39

Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RHM (2004) Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater* 20:669-676

Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW (1994) Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 19:26-32

Sakaguchi RL, Douglas WH (1989) Strain gauge method for measuring polymerization shrinkage. *J Dent Res* 68:977 (abstract 885)

Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA et al. (1991) Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite resins. *J Dent* 19:312-316

Sakaguchi RL, Peters MCRB, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW (1992) Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 20:178-182

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

Sarr M, Kane AW, Vreven J; Mine A, Van Landuyt KL, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B, De Munck J (2010) Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Oper Dent* 35-1:94-104

Schaller HG, Kielbassa AM, Daiber B (1994) Die Zughaftung verschiedener Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit von der Dentinpermeabilität. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:830-833

Schreiner R, Chappell R, Eick J (1997) Microtensile testing of dentin adhesives.[abstract 2133] *J Dent Res* 76:280

Schroeder HE: Orale Strukturbiologie. 1. Auflage Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1976

Shono Y, Terashida M, Pashley EL, Brewer PD, Pashley DH (1997) Effects of cross sectional area on resin enamel tensile bond strength. *Dent Mater* 13:290-296

Smillie AC: The chemistry of the organic phase of teeth. In: *Biological mineralization*. 1. Auflage Zipkin I. Wiley, New York / London, 1973, S. 139-163

Soares CJ, Soares PV, Santos PCF, Armstrong SR (2008) Microtensile specimen attachment and shape-finite element analysis. *J Dent Res* 87:89-93

Söderholm KJ (1991) Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: A report of the ASC MD156 Task Group on test methods for the adhesion of restorative materials. *Dent Mater* 7:74-83

Soltész U (1998) Polymerisationsschrumpfung einiger neuerer Komposit-Füllungswerkstoffe. *ZM* 88 (11):52-54

Sudsangiam S, Van Noort R (1999) Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhes Dent* 1 (1):57-67

Suzuki T, Finger WJ (1988) Dentin adhesives: Site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dent Mater* 4:379-383

Swift EJ Jr, Bayne SC (1997) Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. *Am J Dent* 10:184-188

Tagami J, Tao L, Pashley DH (1990) Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 6:45-50

Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S (1993) Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater* 8:136-138

Tao L, Pashley DH, Boyd L (1988) Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dent Mater* 4:208-216

Tay FR; Pashley DH (2001) Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 17:296-308

Terada RSS, Carvalho RM, Fernandes CAO, Pashley DH (1998) Mapping bond strength to flat dentin surfaces. *J Dent Res* 77:205 [Abstr. No 1226]

Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CAO, Tay FR, Carvalho RM (2003) Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent* 16 (5):292-298

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1992) Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71(8):1530-1540

Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, van Ende A, Neves AA, de Munck J (2010) Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 26:e100-e111

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

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

Van Strijp AJP, Klout B, Ten Cate JM (1988) Solubilization of dentin matrix collagen in situ. *J Dent Res* 71:1498

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH (1997) Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res* 76:1298-1307

Vojinovic O, Nyborg H, Brännström M (1973) Acid treatment of cavities under resin fillings: Bacterial growth in dentinal tubules and pulpal reactions. *J Dent Res* 52 (6):1189-1193

Wang T, Ryan F, Schonhorn S (1972) Effect of bonding defect on shear strength in tension of lap joints having brittle adhesive. *J Appl Polym Sci* 16:1901-1909

Watanabe J, Nakabayashi N (1993) Bonding durability of photocured Phenyl-P in TEGOMA to smear layer-retained bovine dentin. *Quintessence Int* 24:335-342

Weatherell AJ, Robinson C: The inorganic composition of teeth. In: *Biological mineralization*. 1. Auflage Zipkin I. Wiley, New York / London, 1973, S. 43 ff.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G (1993) Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 24 (9):641-658

Williams KR, Edmundson JT, Riss JS (1987) Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent Mater* 3:200-206

Yap AUJ, Wong NY, Siow KS (2003) Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Oper Dent* 28 (4):357-364

Yoshida K, Kamada K, Tanagawa M, Atsuta M (1996) Shear bond strength of three resin cements used with three adhesive primers for metal. *J Prosthet Dent* 75:254-261

Yu XY, Joynt RB, Wiczikowski G, Davis EL (1991) Scanning electron microscopic and energy dispersive x-ray evaluation of two smear layer mediated dentinal bonding agents. *Quintessence Int* 22:305

Zheng L, Pereira PN, Nakajima M, Sano H (2001) Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper Dent* 26:97-104

## **7 Thesen**

- 1 Die Adhäsiv-Technologie hat sich seit langem in der zahnärztlichen Füllungs-therapie bewährt. Die Tendenz zur Randspaltbildung, hervorgerufen durch die Polymerisationsschrumpfung, stellt jedoch nach wie vor ein Problem dar.
- 2 Der Verbund zwischen Adhäsiv und Dentin kommt durch eine mikromechanische Verankerung zustande. Gegenüber dem Schmelzverbund ist die Haftung am Dentin wesentlich schwieriger zu erreichen, wofür der hohe organische Anteil und die Perfusion des Dentins ausschlaggebend sind.
- 3 Forderungen an Dentinadhäsive sind vor allem amphiphile Eigenschaften, die einerseits den Verbund zum hydrophilen Dentin, andererseits zum hydrophoben Komposit ermöglichen.
- 4 In-vitro-Untersuchungen basierten lange auf konventionellen Zugversuchen und Schertests. Aktuelle Studien bedienen sich oft der Microtensile-Methode, deren innovativer Aspekt in der sehr kleinen Dimension der Probengrößen zu sehen ist.
- 5 Die Ergebnisse der quantitativen Untersuchung zeigen, dass die Größe der für den Verbund von Adhäsiv und Dentin genutzten Fläche einen signifikanten Einfluss auf die Zugfestigkeitswerte unterschiedlicher Haftvermittlersysteme hat. Dabei scheint das Wirkungsprinzip und die Art der Anwendung keine ausschlaggebende Rolle zu spielen.
- 6 Unter Zugrundelegung der Ergebnisse dieser Studie führt eine Reduktion der zur Haftung genutzten Dentinoberfläche zum Anstieg der Zugfestigkeit.
- 7 Die drei Haftvermittler zeigen im Vergleich, bei gleicher Größe der Dentinhaftfläche, keine signifikanten Unterschiede der Zugfestigkeiten.
- 8 Geringfügige Variationen in der Dimension der Dentinhaftflächen resultieren in deutlichen Veränderungen der Werte der Zugfestigkeit. Ergebnisse unterschiedlicher Studien sollten daher immer im Vergleich von Versuchsaufbau und Versuchsbedingungen zu sehen sein.

- 9 Für die aussagekräftige Vergleichbarkeit von Dentinhaftvermittlern besteht die zwingende Notwendigkeit zukünftige Untersuchungen zu standardisieren.
- 10 In vitro ermittelte Zugfestigkeiten lassen ausschließlich einen Vergleich der Effektivität von Adhäsivsystemen zu. Aufgrund intraoraler Einflüsse können keine direkten Rückschlüsse auf deren klinisches Verhalten gezogen werden.
- 11 Die Beobachtung, dass kleinere Dentinoberflächen in größeren Haftwerten resultieren, könnte bereits bekannte Unterschiede zwischen In-vitro-Test und klinischen Untersuchungen erklären.

## 8 Tabellarischer Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name	Silke Schäfer (geb. Popella)
Geburtsdatum	19. Februar 1976
Geburtsort	Schwerte /Ruhr
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	verheiratet
Wohnort	58285 Gevelsberg, Berchemallee 169

### Schulbesuch

Aug. 1982 - Dez. 1990	Rudolf-Steiner-Schule in Hagen
Dez. 1990 – Jun. 1995	Hildegardis-Schule (Gymn.) in Hagen
Abschluss	Allgemeine Hochschulreife

### Hochschulbesuch

Okt. 1995 – Okt. 2001	Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
Abschluss	Staatsexamen am 25.10.2001

### Beruflicher Werdegang

Jan. 2002 – Dez. 2002	Ausbildungsassistentin in der Praxis Dr. Bachmann, Remscheid-Lennep
Jan. 2003 – März 2004	Ausbildungsassistentin in der Praxis Dr. Bildheim, Hagen-Haspe
Apr. 2004 –	Gemeinschaftspraxis in Zusammenarbeit mit Dr. Martin Bildheim, 58135 Hagen, Nordstraße 2



## **9 Selbständigkeitserklärung**

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

Gevelsberg, Mai 2011

Silke Schäfer (geb. Popella)

## **10 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.

Gevelsberg, Mai 2011

Silke Schäfer (geb. Popella)

## **Danksagung**

Mein Dank gilt:

Herrn Prof. Dr. H.-G. Schaller für die Überlassung des interessanten Themas und die Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Herrn PD Dr. Chr. Gernhardt für die kritische und hilfreiche, sowie ausdauernde Betreuung.

Frau Dr. Katrin Bekes für die Beratung in technischen Fragen bezüglich der Versuchsdurchführung.

Meinem Partner Chr. Schäfer für die Beratung bei der statistischen Analyse und der stetigen moralischen Unterstützung.