



Universitätsklinikum  
Hamburg-Eppendorf

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde  
Direktorin: Prof. Dr. Ursula Platzer

**Einfluss des Lagerungsmediums auf die  
Scherfestigkeitswerte eines Self-Etch-  
Adhäsivs an humanen und bovinen Schmelz-  
und Dentinflächen**

**Dissertation**

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von

Sandra Doderer  
aus Backnang

Hamburg 2010

Angenommen von der  
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 22.10.2010

Veröffentlicht mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg.

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende:	Prof. Dr. U. Schiffner
Prüfungsausschuss, zweite/r Gutachter/in:	Prof.Dr. H.-J. Gülzow
Prüfungsausschuss, dritte/r Gutachter/in:	PD Dr. H. Seedorf

Für meine Eltern

# Inhaltsverzeichnis

<b>1 EINLEITUNG UND ARBEITSHYPOTHESE</b>	<b>1</b>
<b>2 LITERATURÜBERSICHT</b>	<b>4</b>
2.1 Adhäsive Füllungsmaterialien	4
2.2 Mechanismen der Schmelzhaftung	4
2.3 Mechanismen der Dentinhaftung	5
2.4 Generationen der Adhäsivsysteme	7
2.5 Konditionierungsverfahren	8
2.5.1 Selective-Etch-Technik	9
2.5.2 Total-Etch-Technik	10
2.5.3 Self-Etch-Technik	11
2.6 Vor- und Nachteile von selbstkonditionierenden Adhäsiven	13
2.7 Methoden zur Bestimmung der Haftfestigkeit von Adhäsivsystemen	14
2.8 Bovine Zahnhartsubstanz im Vergleich zu humaner Zahnhartsubstanz	17
2.9 Überblick über verwendete Lagerungsmedien	19
2.10 Einfluss des Lagerungsmediums auf die Haftfestigkeit	21
<b>3 MATERIAL UND METHODE</b>	<b>26</b>
3.1 Materialien	26
3.1.1 Füllungsmaterial	26
3.1.2 Adhäsivsystem	26
3.1.3 Zahnmaterial	27
3.1.4 Lagerung der Proben	28
3.2 Methode	29
3.2.1 Herstellung der Prüfkörper	29
3.2.1.1 Einbettung humaner Zähne	29
3.2.1.2 Präparation der Schmelz- und Dentintestflächen	29
3.2.1.3 Applikation des Adhäsivs und Kunststoffes	31
3.2.2 Bestimmung der Haftfestigkeit	35
3.2.2.1 Universalprüfmaschine Zwick Z010	35
3.2.2.2 Beschreibung des Prüfvorganges	36
3.2.3. Statistische Auswertung	39
<b>4 ERGEBNISSE</b>	<b>40</b>
4.1 Mittelwerte und Varianzanalysen	41
4.2 Paarweiser Vergleich des Einflusses der Lagerungsmedien bei humanen Zähnen	45
4.3 Paarweise Vergleiche innerhalb des Substrates	46

---

<b>5 DISKUSSION</b>	<b>53</b>
5.1 Diskussion von Material und Methode	53
5.1.1 Zahnmaterial	53
5.1.2 Präparation der Schmelz- und Dentintestflächen	54
5.1.3 Adhäsivsystem und Komposit	56
5.1.4 Messung der Haftfestigkeit	57
5.2 Diskussion der Ergebnisse	59
5.2.1 Vergleich der Effekte bei humanen und bovinen Zahnproben	59
5.2.2 Einfluss der verschiedenen Lagerungsmedien	63
5.2.2.1 10%ige Formalinlösung	63
5.2.2.2 0,1%ige Thymollösung	64
5.2.2.3 3%ige H <sub>2</sub> O <sub>2</sub> -Lösung	65
5.2.2.4 Wasser	66
5.2.2.5 0,9%ige NaCl-Lösung	66
5.3 Schlussfolgerungen	67
<b>6 ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>68</b>
<b>7 LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>70</b>
<b>8 ANHANG</b>	<b>91</b>
8.1 Ergebnistabellen	91
8.1.1 Überblick über die Einzelmessungen boviner Zähne.	91
8.1.2 Überblick über die Einzelmessungen humaner Zähne.	92
8.2 Materialliste	93
<b>9 DANKSAGUNG</b>	<b>95</b>
<b>10 LEBENS LAUF</b>	<b>96</b>

# 1 Einleitung und Arbeitshypothese

Die Nachfrage nach zahnfarbenen Füllungsmaterialien hat der Entwicklung von Bondingsystemen in den vergangenen zehn Jahren einen großen Auftrieb gegeben (HALLER und BLUNCK 2003). Das Angebot an Adhäsivsystemen ist umfassend und verwirrend (HALLER und BLUNCK 1999). Ein Ansatz zur Klassifizierung besteht in Bezug auf die Art und Anzahl der erforderlichen Arbeitsschritte, insbesondere unter dem Aspekt der Zahnhartsubstanz-Konditionierung. Neben der lange am Schmelz etablierten Konditionierung mit Phosphorsäure, die als Selective-Etch-Technik auf die Versorgung von Schmelz zusammen mit Dentin übertragen worden ist, können zwei neuere Techniken unterschieden werden: Die Total-Etch- und die Self-Etch-Technik (SWIFT 2002). Jede Methode birgt Vor- und Nachteile (SWIFT 2002). Gegenwärtig zeigt sich ein Trend in Richtung auf die neueren selbstätzenden und selbstkonditionierenden Adhäsive (SWIFT 2002, HÜR MÜZLÜ et al. 2007). Sie versprechen eine schnellere und vereinfachte Anwendung sowie geringere postoperative Sensibilitäten, da sie auf die Phosphorsäureätzung verzichten (BURKE 2004). Untersuchungen zeigen, dass die Leistungsfähigkeit vieler selbstätzender Adhäsive ähnlich gut wie die älterer Total-Etch-Systeme ist (HANNIG et al. 1999, VAN MEERBEEK et al. 2003, KIREMITÇI et al. 2004, ROH und CHUNG 2005, HÜR MÜZLÜ et al. 2007). Auf der anderen Seite existieren zu den Total-Etch-Systemen deutlich mehr Studien, welche nach wie vor die besten Langzeitprognosen erwarten lassen (VAN MEERBEEK et al. 2003, MARTIN 2006).

Neue Bondingsysteme werden vor ihrem klinischen Einsatz mittels labortechnischer Untersuchungen auf die Qualität ihres adhäsiven Verbundes untersucht. Das verwendete Zahnmaterial wird hierfür bis zur Durchführung der Untersuchungen in den verschiedensten Medien über unterschiedlich lange Zeiträume gelagert (GOODIS et al. 1993). So lagerten ØILO (1981), BARAKAT und POWERS (1986), BARKMEIER et al. 1986, BARKMEIER et al. 1987, ADDY und MOSTAFA (1988) Versuchszähne in

destilliertem Wasser. Andere verwendeten dagegen Formalin (WENNER et al. 1988, SANDOVAL et al. 1989), Alkohol (BOYDE 1984, GWINNETT 1988) oder physiologische Kochsalzlösung (PASHLEY et al. 1988, TAO und PASHLEY 1988, POKARIER und GAGE 1989, TAO et al. 1989). Die Lagerungsbedingungen des Zahnmaterials unterliegen folglich keinem Standard. Deshalb unterscheiden sich verschiedene Studien hinsichtlich der Lagerungsdauer und -medien der für nachfolgende Versuche verwendeten Zähne stark voneinander (REEDER et al. 1978, GREENHILL und PASHLEY 1981, PASHLEY et al. 1982, DIPPLE et al. 1984, PASHLEY et al. 1985, FOGEL et al. 1988, TAO et al. 1989). Diese Lagerungsmedien können Wechselwirkungen mit dem zu untersuchenden Zahnmaterial eingehen und dadurch den Haftverbund adhäsiv befestigter Komposite an humanen und bovinen Schmelz- und Dentinproben beeinflussen (ZISKIND et al. 2003, LEE et al. 2007).

Es wurden zahlreiche Haftfestigkeitsuntersuchungen von Kompositen zu Zahnhartsubstanzen durchgeführt, die jedoch die Einwirkungen des jeweiligen vorhergehenden Lagerungsmediums auf die Haftfestigkeit nicht berücksichtigten. Deshalb ist es nicht immer möglich, Angaben einer Studie auf andere Studien zu übertragen (GOODIS et al. 1993). Dies muss auch für Untersuchungen über die Scherfestigkeit von Kompositen angenommen werden. Scherfestigkeitsmessungen (Scherfestigkeit = Shear-Bond-Strength, SBS) stellen ein Standardverfahren zur Bewertung adhäsiver Verbundsysteme dar.

Nur wenige Studien untersuchten bislang den Einfluss verschiedener Lagerungsmedien auf die Shear-Bond-Strength an extrahierten Zähnen. GOODIS et al. (1993) untersuchten den Einfluss unterschiedlicher Lagerungsmedien in Vorbereitung von In-vitro-Experimenten im Hinblick auf die Dentinpermeabilität und die Shear-Bond-Strength. Dabei konnten sie zeigen, dass verschiedene Lagerungsmedien einen signifikanten Einfluss auf die Dentinpermeabilität und die Shear-Bond-Strength haben (GOODIS et al. 1993).

Für die neuen Methoden der Konditionierung im Zuge der Adhäsivtechnik liegen bislang keine Kenntnisse über den Einfluss des Lagerungsmediums, in dem die Zähne vor Durchführung der Scherfestigkeitsversuche gelagert worden sind, vor.

Ziel dieser Arbeit ist es daher, anhand der Messung der SBS-Haftwerte den Einfluss von unterschiedlichen Lagerungsmedien wie Leitungswasser, 0,9%igem NaCl, 0,1%iger Thymollösung, 10%igem Formalin und 3%igem H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> auf die Dentin- und Schmelzhaftung zu bestimmen.

Die Arbeitshypothese lautet:

Die Lagerung von Rinderzähnen und menschlichen Zähnen in unterschiedlichen Medien beeinflusst die Scherfestigkeitswerte eines mittels Self-Etch-Adhäsiv an den Zahnoberflächen befestigten Komposits.



## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Adhäsive Füllungsmaterialien

Unter Adhäsion versteht man das Haften von Körpern aneinander, die in engem Kontakt stehen. Sie kommt in der Zahnmedizin meist durch mikromechanische Retention zustande (BLUNCK 2003). Die Adhäsivtechnik hat sich klinisch bewährt und ist aufgrund der Nachfrage nach zahnfarbenen Restaurationen nicht mehr wegzudenken (HALLER und BLUNCK 2003). Erst durch die adhäsive Verankerung gelang es, einen Kompensationsmechanismus zur Polymerisationsschrumpfung von zwei bis drei Volumenprozent (SOLTESZ 1998), die bei der Härtung von Kompositen auftritt, mit der Möglichkeit zu etablieren, dauerhafte Restaurationen anzufertigen (PRATI et al. 1995, OPDAM et al. 1997, VAN MEERBEEK et al. 1998, PRATI et al. 1999, SCHOCH et al. 1999). Im Vergleich zu konventionellen Füllungsmaterialien, wie z.B. Amalgam, kann auf eine Retentionsform verzichtet werden, und eine zahnhartsubstanzschonende Kavitätenpräparation ist möglich (CHRISTENSEN 1998). Ein Problem der Realisierung einer guten Haftung an der Zahnhartsubstanz liegt jedoch in der unterschiedlichen Zusammensetzung von Schmelz und Dentin begründet (HALLER und BLUNCK 2003).

### 2.2 Mechanismen der Schmelzhaftung

Die Grundlagen der modernen Adhäsivtechnik wurden 1955 von Buonocore geschaffen, der feststellte, dass Säuren genutzt werden können, um die Haftung von Komposit an der Schmelzoberfläche zu erhöhen (BUONOCORE 1955). Dabei werden wenige Mikrometer (5-10  $\mu\text{m}$ ) dicke, oberflächliche Schmelzschichten chemisch mit Phosphorsäure abgelöst. So entsteht eine mikroskopisch mehr oder weniger stark aufgeraute und mikroporöse Schmelzoberfläche. Eine chemische Haftung im Sinne einer ionischen oder kovalenten Bindung zwischen Kunststoffen und Schmelzkristallgefüge ist an glatten Schmelzoberflächen nicht zu erreichen (NIKIFORUK 1985). Mit dem

Ätzzvorgang wird durch die Schaffung eines Mikroretentionsreliefs die Oberfläche vergrößert und gleichzeitig die Oberflächenenergie des Schmelzes erhöht, so dass die mit Säuren vorbehandelte und getrocknete Schmelzoberfläche in ihrer Benetzbarkeit stark verbessert wird (JENDRESEN et al. 1981). Wird ein durch Säure konditionierter Zahnschmelz mit einem Bonding benetzt, so dringt dieses in die aufgeraute Oberflächenstruktur ein und haftet aufgrund rheologischer und geometrischer Effekte mikromechanisch am Zahnschmelz (HELLWIG et al. 2007). Die daraus entstehende Haftung ist ausreichend, um den durch die Polymerisationsschrumpfung erzeugten Kräften wirksam entgegenzutreten.

Seit einigen Jahren wird die Konditionierung des Schmelzes auch von selbstkonditionierenden Bondingsystemen durchgeführt. Diese neueren Systeme konditionieren den Schmelz nicht mit Phosphorsäure, sondern enthalten saure Monomere mit Phosphat- oder Carboxylatgruppen (HALLER und BLUNCK 2003). Dadurch entfällt ein Arbeitsschritt der Adhäsivtechnik.

### **2.3 Mechanismen der Dentinhaftung**

Der Grund für die wesentlich schwieriger aufzubauende Haftung am Dentin ist in dessen höherem Anteil an organischer Substanz und Wasser begründet (PASHLEY et al. 1981). Es besteht zu 70 Gewichtsprozent aus anorganischem und zu 20 Gewichtsprozent aus organischem Material. Der Rest ist Wasser (HELLWIG et al. 2007). Der größte Teil des organischen Anteils besteht aus Kollagen und kollagenartigen Verbindungen. Der anorganische Teil besteht ebenso wie der des Zahnschmelzes hauptsächlich aus Kalzium und Phosphat (HELLWIG et al. 2007). Ein typisches Merkmal des Dentins sind die Tubuli, die einen direkten Zugang zur Pulpa ermöglichen. Folglich sollte das Dentin nicht als getrennte Einheit betrachtet werden, sondern als Teil der Einheit von Dentin und Pulpa. Die Dentinkanälchen sind mit Liquor gefüllt und laufen von der Pulpa zur Schmelz-Dentin-Grenze (PASHLEY 1991). Der Dentinliquor, eine extrazelluläre Flüssigkeit aus der Pulpa, füllt zusammen mit den

Odontoblastenfortsätzen die Tubuli aus (PASHLEY et al. 1981). Das Dentin ist daher hydrophil, so dass ein hydrophobes Material wie Komposit nicht in innigen Kontakt mit der Dentinoberfläche kommen kann. Erst der Einsatz von hydrophilen Primern ermöglichte eine stabile Haftung zum Dentin.

Die Primer stellen eine Haftung am Dentin her, indem sie die Kollagenfasern des Dentins umfließen. Hierfür muss der oberflächliche anorganische Anteil des Dentins zuvor entfernt werden. Dies geschieht durch Säuren. Die Primer können das durch die Säureapplikation freigelegte Kollagennetzwerk durchdringen (NAKABAYASHI et al. 1982, VAN MEERBEEK et al. 1992). Ein weiteres Hindernis zum Aufbau einer stabilen Haftung stellt die mechanisch schwache Schmierschicht (engl. smear layer) dar (EICK et al. 1970). Sie dient als „Diffusionsbarriere“, senkt dadurch die Dentinpermeabilität und erschwert somit den Kontakt des Komposits mit dem Dentin (PASHLEY et al. 1981).

Aktuelle Bondingsysteme entfernen oder lösen die Schmierschicht auf, indem Phosphorsäure oder selbstkonditionierende saure Monomerlösungen aufgetragen werden. Das Monomer (Bond, Adhäsiv) ist der eigentliche Haftvermittler, der die Verbindung zwischen Komposit und dem mit Konditionierer und Primer vorbehandelten Dentin herstellt (HALLER und BLUNCK 2003). Die Penetration des Monomers in das mit Primer vorbehandelte demineralisierte Dentin führt zur Bildung der „Hybridschicht“. Diese Schicht ist schon im Jahre 1982 von NAKABAYASHI et al. beschrieben worden und scheint der wichtigste Faktor zu sein, um eine Haftung zwischen Komposit und Dentin zu sichern. Dabei handelt es sich um eine „Mischstruktur“, die aus demineralisiertem Dentin und infiltrierenden Monomeren besteht, welche die nach der Konditionierung entstandenen Hohlräume auffüllen (NAKABAYASHI et al. 1982).

## 2.4 Generationen der Adhäsivsysteme

Eine Möglichkeit, Adhäsive neben der Anzahl der Behandlungsschritte (Einschritt- bzw. Mehr-Schritt-Technik) einzuteilen, stellt die chronologische Klassifikation nach Generationen dar (FREY 2000). Sie macht die Entwicklung und Fortschritte der Adhäsivtechniken deutlich, vor allem hinsichtlich der Vereinfachung der Systeme und Verkürzung der Applikationsdauer. Allerdings ist die Zuordnung verschiedener Adhäsivsysteme zu einzelnen Generationen nicht immer einheitlich, so dass diese Einteilung eher nur Anhaltspunkte für die angewendete Adhäsivtechnologie liefert, der sie eine sichere Zuordnung ermöglicht.

Die Dentinadhäsive der ersten Generation versuchten dasselbe Verfahren anzuwenden wie auf dem hydrophoben Zahnschmelz. Nach der Ätzung erfolgte die Applikation eines „Universaladhäsives“, eines klassischen „Schmelzbondings“, mit vorrangig apolaren, nicht funktionellen Gruppen, die aufgrund ihrer Hydrophobie nicht in der Lage waren, in das Dentin einzudringen und dort einen Haftverbund zu erzielen. Auch die zweite Generation konnte, durch den Versuch einer Haftung an der modifizierten Schmierschicht, keinen dauerhaften Haftverbund zum Dentin erzeugen (BOWEN 1965, KUGEL und FERRARI 2000).

Erst der heute noch angewendeten dritten Generation gelingt es, einen Haftverbund zum Dentin zu etablieren. Nach der Konditionierung erfolgt über einen Primer die Infiltration hydrophiler Monomere, die mit ihren polaren Gruppen die freiliegenden Dentinstrukturen auskleiden und mit ihren apolaren Gruppen eine Anbindung an das im nächsten Schritt folgende Bonding ermöglichen (ERNST 2001).

Bei der vierten Generation werden, im Gegensatz zur dritten Generation, Schmelz und Dentin simultan mit einer Säure geätzt. Mit Adhäsiven der vierten Generation wird die Total-Etch-Technik durchgeführt (NAKABAYASHI et al. 1982, TAO et al. 1988, KANCA 1991, KANCA 1996). Die fünfte Generation, auch als selbstprimendes Adhäsiv bezeichnet, vereinigt Primer und Adhäsiv in einem Präparat. Unter der sechsten Generation werden selbstkonditionierende Adhäsive verstanden, die mit Hilfe säurehaltiger Primer auf die Phosphorsäureätzung verzichten. Ein Beispiel hierfür ist das in dieser Studie verwendete Self-Etch-Adhäsiv Contax<sup>®</sup> (DMG, Hamburg). Die siebte Generation, ein selbstkonditionierendes Adhäsiv oder sogenanntes One-bottle-Adhäsiv, vereinigt alle drei Arbeitsschritte (Konditionierung von Schmelz und Dentin, Priming, Bonding) in einem Arbeitsschritt (LEINFELDER und KURDZIOLEK 2003).

## **2.5 Konditionierungsverfahren**

Eine Einteilung der Adhäsivsysteme kann auch in Bezug auf die Zahnhartsubstanz-Konditionierung vorgenommen werden (Tabelle 1). Die lange angewendete selektive Schmelzätzung wurde vereinfacht, und somit können neben ihr zwei neuere Techniken unterschieden werden: Die Total-Etch- und die Self-Etch-Technik (SWIFT 2002, TOLEDANO et al. 2007).

Die Total-Etch-Adhäsive untergliedern sich Präparate für die 3- oder 2-Schritt-Technik. Bei den Self-Etch-Adhäsiven kann zwischen Produkten für die 2-Schritt- und für die 1-Schritt-Technik unterschieden werden (HALLER und BLUNCK 2003).

<b>Selective-Etch-Technik</b>	Selektive Schmelzätzung	<b>4 Schritte</b>	Selektive Schmelzätzung mit Phosphorsäure
			Dentinkonditionierung mit einer milderen Säure (z.B. Maleinsäure)
			Primer
			Adhäsiv
<b>Total-Etch-Technik</b>	Gleichzeitige Ätzung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure	<b>3 Schritte</b>	Konditionierer
			Primer
			Adhäsiv
		<b>2 Schritte</b>	Konditionierer
Primer-Adhäsiv			
<b>Self-Etch-Technik</b>	Keine separate Schmelzätzung, statt Phosphorsäure Verwendung von sauren Monomerlösungen	<b>2 Schritte</b>	Selbstkonditionierender Primer
			Adhäsiv
		<b>1 Schritt</b>	Selbstkonditionierender Primer-Adhäsiv

**Tabelle 1** Einteilung von Adhäsivsystemen

### 2.5.1 Selective-Etch-Technik

Die ersten wirksamen Adhäsivsysteme konditionierten selektiv den Schmelz mit Phosphorsäure und anschließend das Dentin mit einer milderen Säure (z.B. Maleinsäure, Glutarsäure, Dicarbonsäuren oder anorganische Säuren; VAN MEERBEEK et al. 1998, HELLWIG et al. 2007). Diese Systeme bestanden aus vier Einzelkomponenten: 37%-iger Phosphorsäure, Primer, Adhäsiv und Bonding. Die selektive Schmelzätzung hat sich klinisch bewährt

und führt auch zu guten Haftwerten. Die Anwendung ist jedoch kompliziert und es ist praktisch nicht möglich, eine teilweise Benetzung des Dentins mit Phosphorsäure zu vermeiden (BLUNCK 2003).

### **2.5.2 Total-Etch-Technik**

Eine weitere Methode, Schmelz und Dentin zu konditionieren, ist die Behandlung mit Phosphorsäure im sog. Total-Etch-Verfahren. Total-Etch-Produkte werden seit Jahren in Studien untersucht und daher als Referenz gegenüber den neueren Self-Etch-Adhäsivsystemen herangezogen (SWIFT 2002, VAN MEERBEEK et al. 2003).

#### ***Total-Etch-Adhäsive mit drei Arbeitsschritten***

Diese Adhäsive werden auch als konventionelle Adhäsive bezeichnet. Sie umfassen stets drei Bestandteile (VAN MEERBEEK et al. 1992, INOKOSHI et al. 1993).

#### *Konditionierer*

Es werden Zitronensäure (10%ig), Phosphorsäure (10- bis 40%ig), Salpetersäure (4%ig) oder Maleinsäure (2- bis 4%ig) verwendet. Meist handelt es sich um 30- bis 40%ige Phosphorsäure, die in Form eines Gels aufgetragen wird (HELLWIG et al. 2007). Bei der Total-Etch-Technik werden Schmelz und Dentin in einem Arbeitsschritt mit derselben Säure konditioniert. Um ein sicheres Ätzmuster im Schmelz zu erzielen, sollte die Applikation des Ätzgels im Schmelz beginnen, um es etwa 30 Sekunden einwirken zu lassen. Erst dann sollte die Applikation auf Dentin erfolgen, das nicht länger als 20 Sekunden mit 30- bis 40-prozentiger Phosphorsäure geätzt werden sollte (HALLER und BLUNCK 2003). Ein zu langes Einwirken der Phosphorsäure auf Dentin kann zur Abnahme der Haftkraft führen, da die Demineralisierung weiter reicht als die Monomere diffundieren können, um mit dem Kollagennetzwerk eine stabile Hybridschicht zu bilden (PAUL et al. 1999, PIOCH et al. 1999).

### *Primer*

Durch die im Primer enthaltenen amphiphilen Moleküle wie z.B. Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Hydroxypropylmethacrylat (HPMA), Polyethylen-glycol-dimethacrylat (PEGDMA) sowie Triethylenglycol-dimethacrylat (TEGDMA) werden die Kollagenfasern imprägniert und für das Umfließen mit einem konventionellen Bondingharz vorbereitet (NAKABAYASHI und TAKARADA 1992, NAKABAYASHI et al. 1992, SANO et al. 1999, HELLWIG et al. 2007).

### *Bond*

Das Bonding-Material enthält die Monomere des darauffolgend verwendeten Komposits. Es ist hydrophob und stellt die Anbindung des Komposits an den Primer sicher. Es besteht aus amphiphilen Mono- und Dimethacrylaten wie z.B. 4-Methacryloyloxyethyl-trimellit-at-anhydrit (4-META). Zusätzlich können Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat (Bis-GMA), Triethylenglycol-dimethacrylat (TEGDMA) bzw. Urethan-dimethacrylate (UDMA) enthalten sein. Als Lösungsmittel dienen Wasser, Aceton oder Alkohol (HELLWIG et al. 2007).

### **Total-Etch-Adhäsive mit zwei Arbeitsschritten**

Die 2-Schritt-Adhäsive kombinieren den Primer und das Bond in einer Komponente, so dass ein Arbeitsschritt entfällt. Sie werden unter entwicklungshistorisch bedingter Außerachtlassung des Konditionierens auch als One-bottle-Adhäsive bezeichnet.

### **2.5.3 Self-Etch-Technik**

Bei den selbstätzenden Adhäsiven wurde die Verarbeitung weiter vereinfacht (SWIFT 2002, BURKE 2004, ERNST 2004). Das Besondere an den Self-Etch-Adhäsiven ist, dass sie im Gegensatz zu früheren Generationen auf die Ätzung mit Phosphorsäure verzichten, was insbesondere für die Adhäsion zum Schmelz eine Neuerung darstellt und damit den Zeitaufwand des Behandlers verringert. Schmelz- und



Dentinkonditionierung werden mittels saurer Monomere durchgeführt. Die selbstätzenden Produkte gibt es als Zwei-Schritt- sowie als Ein-Schritt-Adhäsive.

### ***Self-Etch-Adhäsive mit zwei Arbeitsschritten***

Es handelt sich dabei um Systeme, die aus Primer und Bond bestehen. Zunächst wird der selbstkonditionierende Primer aufgetragen, der die Funktion von Säure und Primer übernimmt. Dann erfolgt die Applikation des Bonds. Die Dentinhafffestigkeit liegt in den meisten Studien zwischen denen von Drei-Schritt- und Zwei-Schritt-Totalätzsystemen (INOUE et al. 2001b, MOLL et al. 2002b, NIKAIDO et al. 2002).

### ***Self-Etch-Adhäsive mit einem Arbeitsschritt***

Bei den Ein-Schritt-Adhäsiven, den so genannten All-in-one-Adhäsiven, wird nur eine Substanz appliziert (HALLER 2000). Sie enthält eine ausgewogene Mischung von hydrophilen und hydrophoben Monomeren sowie Monomere mit Säureestern und erfüllt so neben der Funktion des Adhäsivs gleichzeitig auch die des Ätzmittels und des Primers (DE MUNCK et al. 2003, HALLER et al. 2003, NISHIYAMA et al. 2004). In den meisten Studien waren die All-in-one-Adhäsive weniger wirksam als die Total-Etch-Systeme oder selbstkonditionierenden Systeme mit Zwei-Schritt-Applikation (INOUE et al. 2001b, MOLL et al. 2002b, HÜR MÜZLÜ et al. 2007). Die Leistungsfähigkeit der All-in-one-Adhäsive muss erst durch weitere Studien abgeklärt werden, bevor eine endgültige Bewertung möglich ist (HALLER und BLUNCK 2003).

## **2.6 Vor- und Nachteile von selbstkonditionierenden Adhäsiven**

Es wird berichtet, dass es bei der Anwendung von Self-Etch-Adhäsiven zu einer geringeren Beeinflussung der Pulpa-Dentin-Einheit kommt (SWIFT 2002, PERDIGAO et al. 2003, BURKE 2004, UNEMORI et al. 2004, SANTINI und MILETIC 2008). Für die damit verbundenen verringerten postoperativen Schmerzen werden das Weglassen der Phosphorsäure sowie das Ausbleiben eines später möglichen Übertrocknens verantwortlich gemacht. Die säurehaltigen Primer lösen die Schmierschicht auf und legen im darunter liegenden Dentin Kollagenfasern frei. Zeitgleich findet die Infiltration der Monomere statt, so dass ein ungeschütztes Kollagenfasergeflecht im Gegensatz zur Total-Etch-Technik erst gar nicht entsteht (HALLER und BLUNCK 2003).

Bei der Anwendung der Self-Etch-Technik sind im Vergleich zur Total-Etch-Technik weniger Behandlungsschritte nötig. Daher ist sie weniger techniksensitiv, und die erzielte Dentinhaftung ist weniger vom Behandler abhängig (BRUNTON et al. 1999, TAY und PASHLEY 2001, LEINFELDER und KURDZIOLEK 2003, VAN MEERBEEK et al. 2003, BURKE 2004).

Nachteilig ist, dass diese Systeme auf nicht präpariertem Schmelz keine optimale Wirkung entfalten (PASHLEY und TAY 2001, PERDIGAO und GERALDELI 2003). Selbstkonditionierende Bondingsysteme haften ebenfalls schlechter an sklerosiertem und kariös verändertem Dentin als an normalem Dentin (YOSHIYAMA et al. 2000, YOSHIYAMA et al. 2002). Die beste Langzeitprognose lassen nach wie vor die Total-Etch-Systeme erwarten (ERNST 2004), obwohl sie potenzielle Fehlerquellen beinhalten (FRANKENBERGER et al. 2000). Auf lange Sicht sind mit ihnen jedoch bessere Randqualitäten zu erwarten (FRANKENBERGER et al. 1999, FRANKENBERGER et al. 2004). Auch FABIANELLI et al. (2003) weisen in ihrer Studie bessere Randqualität an Schmelzrestorationen nach, was sie auf das ausgeprägtere mikromorphologische Relief bei der Phosphorsäureätzung zurückführen.

## 2.7 Methoden zur Bestimmung der Haftfestigkeit von Adhäsivsystemen

Die Evaluation von Adhäsivsystemen kann mit Hilfe verschiedener In-vitro-Testverfahren vorgenommen werden. So werden Scherversuche an Kompositzylindern durchgeführt, die auf einer plangeschliffenen Schmelz- oder Dentinoberfläche mit dem entsprechenden Adhäsivsystem befestigt wurden und anschließend parallel zur Zahnoberfläche abgeschert werden (BLUNCK 2003). Scherversuche stellen bei Haftfestigkeitsuntersuchungen von Bondingsystemen die weitverbreitetste Prüfmethode dar, da die Prüfkörper einfach angefertigt werden können und die Kraft gleichmäßig auf den Kompositzylinder wirkt (SUDSANGIAM und VAN NOORT 1999). Bei den Scherversuchen unterscheidet man den Kerbscherversuch, den Metall-Iris-Scherversuch, den einschnittig flach überlappten Scherversuch und den flachen Scherversuch. Obwohl es sich bei allen vier Methoden um Scherversuche handelt, werden unterschiedliche Haftwerte erreicht. In der vorliegenden Arbeit kam der flache Scherversuch zur Anwendung.

Tabelle 2 listet Vor- und Nachteile des flachen Scherversuches auf.

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Schnell</li> <li>• Relativ einfach</li> <li>• Viele Vergleichsstudien</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Schrumpfung nicht berücksichtigt</li> <li>• Niedriger C-Faktor</li> <li>• Kerbspannungen beim Abscheren</li> <li>• Evaluation an kariös verändertem Dentin kaum möglich</li> <li>• Ausrisse im Dentin ab ca. 15 MPa</li> <li>• Max. 2 Prüfkörper pro Zahn</li> </ul>

**Tabelle 2** Vor- und Nachteile des flachen Scherversuches

Außerdem kann die Haftfestigkeit auch mit dem Zugversuch ermittelt werden. Hierbei wird der aufpolymerisierte Zylinder in vertikaler Richtung abgezogen. Das Hauptproblem dieser Prüfmethode ist das Auftreten von

Spannungshäufungen, da der Abzug des Kompositzylinders nicht immer genau senkrecht zur Zahnoberfläche erfolgt (Tab. 3). Die Problematik der korrekten Ausrichtung der Belastung soll im Scherversuch durch die parallele Krafteinleitung gelöst werden (SUDSANGIAM und VAN NOORT 1999).

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Schnell</li> <li>• Relativ einfach</li> <li>• Viele Vergleichsstudien</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Auftreten von Spannungshäufungen</li> <li>• Schrumpfung nicht berücksichtigt</li> <li>• Niedriger C-Faktor</li> <li>• Evaluation an kariös verändertem Dentin kaum möglich</li> <li>• Ausrisse im Dentin ab ca. 15 MPa</li> <li>• Max. 2 Prüfkörper pro Zahn</li> </ul>

**Tabelle 3** Vor- und Nachteile des Zugversuches

In aktuellen Publikationen werden immer wieder Ergebnisse von „Micro-Tensile-Tests“ (Mikro-Zugfestigkeitstests) veröffentlicht. Dabei ist die Kontaktfläche, an der die Haftkraft zwischen mit Adhäsivsystemen befestigtem Komposit und Zahnhartsubstanz getestet wird, kleiner als ein mm<sup>2</sup>. Beim Microtensile-Verfahren wird eine Haube aus Füllungsmaterial auf die eingeebneten Okklusalfächen aufpolymerisiert. Dann werden die Zähne in vertikaler Richtung in Scheiben geschnitten. Anschließend erfolgt die Sektion der Scheiben in sanduhrförmige Prüfkörper oder in Stäbchen.

Die Tabellen 4 und 5 führen Vor- und Nachteile des Microtensile-Verfahrens in Sanduhr- und in Stäbchen-Form auf.

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Durch kleine Proben Evaluation der Zuverlässigkeit</li> <li>• Dentinausrisse selten</li> <li>• Evaluation an kariös verändertem Dentin möglich</li> <li>• Bis zu 10 Prüfkörper pro Zahn</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Viel Erfahrung notwendig</li> <li>• Austrocknungsgefahr</li> <li>• Adhäsive mit Haftungen &lt;5 MPa versagen bei der Probenherstellung</li> <li>• Aufwendige Sektions- und Sanduhrpräparation</li> </ul>

**Tabelle 4** Vor- und Nachteile des Microtensile-Verfahren mit Sanduhr-Prüfkörper

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Durch kleine Proben Evaluation der Zuverlässigkeit</li> <li>• Dentinausrisse selten</li> <li>• Bis zu 40 Prüfkörper pro Zahn</li> <li>• Evaluation lokaler Unterschiede möglich</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Viel Erfahrung notwendig</li> <li>• Austrocknungsgefahr</li> <li>• Adhäsive mit Haftungen &lt;5 MPa versagen bei der Probenherstellung</li> <li>• Sensitive Sektionsprozedur</li> </ul>

**Tabelle 5** Vor- und Nachteile des Microtensile-Verfahren mit Stäbchen-Prüfkörper

Die kohäsiven Brüche im Dentin werden beim Microtensile-Versuch verhindert, da, infolge der kleinen Kontaktfläche zwischen dem Adhäsivsystem und der Zahnhartsubstanz während des Tests eine gleichmäßige Belastungsverteilung erfolgt (PASHLEY et al. 1995). Da die Verfügbarkeit extrahierter Prämolaren und dritter Molaren aufgrund der zunehmenden zahnerhaltenden Maßnahmen abnimmt, ist die große Anzahl an Prüfkörpern, die aus einem Zahn gewonnen werden können, vorteilhaft (PASHLEY et al. 1999).

Schließlich kann die Haftfestigkeit auch mit Hilfe des Ausstoßversuches bestimmt werden. Dabei wird eine „Kavität“ in einer Dentinscheibe gefüllt und die Füllung nach Lagerung und/oder Temperaturwechsellast anschließend ausgestoßen.

Vorteile	Nachteile
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Schrumpfung berücksichtigt</li> <li>• Hoher C-Faktor</li> <li>• Dentinausrisse praktisch nie</li> <li>• Ermüdungstestung möglich</li> <li>• Randspaltanalyse möglich</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Viel Erfahrung notwendig</li> <li>• Sehr aufwändig</li> <li>• Evaluation an kariös veränderten Dentin nicht möglich</li> <li>• Nur 1 Prüfkörper pro Zahn</li> </ul>

**Tabelle 6** Vor- und Nachteile des Ausstoßversuches

## 2.8 Bovine Zahnhartsubstanz im Vergleich zu humaner Zahnhartsubstanz

Rinderzähne werden bewußt als Substituent zur Untersuchung der Haftfestigkeit von Adhäsivsystemen verwendet, da sie im Vergleich zu extrahierten menschlichen Zähnen einfacher verfügbar und größer sind (NAKAMICHI et al. 1983, REEVES et al. 1995, BURROW et al. 1996). Sowohl Rinderschmelz (OESTERLE et al. 1998) als auch Rinderdentin (REIS et al. 2004) können hinsichtlich ihrer Mikrostruktur mit menschlichem Zahnmaterial verglichen werden. Es wird aufgrund der zunehmenden Fortschritte in der präventiven Zahnheilkunde immer schwieriger, nicht kariöse, gesunde menschliche Zähne zu erhalten. Bovine Zähne stellen eine kostengünstige Alternative dar (OESTERLE et al. 1998). Sie können mehrmals verwendet werden, ohne dass es zu einem Abfall der Haftfestigkeit kommt (OESTERLE et al. 1998).

Um die Ergebnisse der Dentinhaftfestigkeitsuntersuchungen auf humane Zähne zu übertragen, sind Kenntnisse über den Aufbau der Rinderzähne notwendig. Laut NAKAMICHI et al. (1983) hängt die Haftkraft zwischen

Füllungsmaterial und Dentin ebenso von der Anzahl der Dentintubuli pro  $\text{mm}^2$  und ihrem Durchmesser wie auch von der Menge an intra- und intertubulärem Dentin ab. SCHILKE et al. (2000) wiesen nach, dass sowohl die Anzahl als auch der Durchmesser der Dentinkanälchen von Rinderzähnen mit menschlichen Milch- und bleibenden Molaren vergleichbar sind. Dies trifft jedoch nur für die Kronen der Rinderschneidezähne zu, da die Wurzeln der Rinderzähne eine größere Dichte an Tubuli aufweisen (SCHILKE et al. 2000). Die Haftung zum Rinderdentin verringert sich deutlich mit zunehmender Dentintiefe (NAKAMICHI et al. 1983). Untersuchungen zur Haftfestigkeit an Rinderzähnen können folglich nur an Rinderschmelz und an den oberflächlichen Dentinschichten durchgeführt werden (NAKAMICHI et al. 1983).

Eine Untersuchung von REEVES et al. (1995) konnte dagegen zeigen, dass Rinderdentin größere Dentintubuli besitzt und poröser ist als humanes Dentin. Boviner Schmelz ist ebenfalls poröser als menschlicher Schmelz und verfügt über eine höhere Diffusionsrate sowie ein schnelleres Fortschreiten von kariösen Läsionen (FEATHERSTONE und MELLBERG 1981, EDMUNDS et al. 1988, FLIM und ARENDS 1992). Er weist auch dünnere Kristalle als menschlicher Schmelz auf und eine im Vergleich zu menschlichem Schmelz andersartige interprismatische Struktur (WHITTAKER et al. 1983). Rinderschmelz zeichnet sich im Vergleich zu menschlichem Schmelz durch einen geringeren Mineralgehalt sowie durch eine höhere Konzentration an Karbonaten aus (SYDNEY-ZAX et al. 1991). Es wird davon ausgegangen, dass dies auch für bovines Dentin zutrifft (LOPES et al. 2003). Folglich ist bovines Zahnmaterial anfälliger gegenüber Säureexposition, da die Demineralisation, die Öffnung der Dentintubuli und die Auflösung der Schmelzkristalle ausgeprägter als bei humanen Testzähnen sind (LOPES et al. 2003).

Laut LOPES et al. (2003) entsprechen die Haftwerte in SBS-Tests bei der Verwendung von Rinderzähnen nur teilweise denen von menschlichen Zähnen. Sie hängen vom jeweiligen verwendeten Adhäsivsystem ab (LOPES

et al. 2003). Die ISO/TR106 gibt an, dass Rinderzähne, aufgrund der im Vergleich zu humanen Zähnen andersartigen Struktur, nicht für Haftfestigkeitsmessungen geeignet sind. Hierfür sollte deshalb das oberflächliche Dentin bukkaler Zahnflächen dritter menschlicher Molaren verwendet werden.

Diese Feststellungen stehen im Einklang mit einer Studie von RETIEF et al. (1990), bei der nachgewiesen werden konnte, dass Rinderzähne ungeeignet für Scherversuche sind, da die Scherfestigkeitswerte bei humanen Zähnen signifikant größer waren als bei bovinen Zähnen. Liegen geringere Haftwerte bei Rinderzähnen vor, so könnten die geringere Oberflächenspannung (YU und CHANG 1966) oder die größeren Kristallkörner bzw. -gitterdefekte (MORIWAKI et al. 1968) des bovinen Schmelzes und Dentins im Vergleich zu menschlichen Zähnen die Ursache hierfür sein. Auch das Lagerungsalter der Rinderzähne nimmt Einfluss auf die Haftwerte. Sie steigen mit zunehmendem Lagerungszeitraum an (NAKAMICHI et al. 1983).

Mehrere andere Untersuchungen zeigten hingegen keine signifikanten Unterschiede zwischen Rinder- und humanen Zähnen und betrachten Rinderzähne daher als eine geeignete Alternative zu menschlichen Zähnen (NAKAMICHI et al. 1983, REEVES et al. 1995, SCHILKE et al. 1999, REIS et al. 2004, CAMARGO et al. 2008).

## **2.9 Überblick über verwendete Lagerungsmedien**

### *Leitungswasser*

Zahlreiche In-vitro-Untersuchungen nutzen Leitungswasser als Medium, um Zahnmaterial bis zum Versuchsbeginn darin aufzubewahren (PEREIRA et al. 1998, SUNG et al. 2002, LEE et al. 2003, HÜR MÜZLÜ et al. 2007). SUNG et al. (2002) verwendeten die in Leitungswasser aufbewahrten, gesäuberten menschlichen Zähne für Scherfestigkeitsuntersuchungen.



### *0,9%ige Natriumchloridlösung*

Natriumchlorid (Kochsalz) ist das Natriumsalz der Salzsäure mit der chemischen Formel NaCl. Gibt man metallisches Natrium und Chlorgas zusammen, so entsteht eine farblose Verbindung, das Natriumchlorid. Für den Menschen hat das in Lagerstätten (Salzstöcken) gefundene Steinsalz (Natriumchlorid) große Bedeutung (ZEECK et al. 2003). In der Medizin wird es zur Herstellung von Injektions-, Infusions- und Dialysatlösungen verwendet. Es wird nach starkem Blutverlust, etwa bei einer Operation oder einem Unfall, zur kurzfristigen Auffüllung des Blutvolumens intravenös verabreicht. 0,9%ige Natriumchloridlösung ist isoosmotisch mit dem Blutplasma (PSCHYREMBEL 2001). Kochsalzlösung wurde in der Zahnmedizin auch als Wurzelkanalspülmittel verwendet. Laut LEE et al. (2007) scheint Kochsalzlösung kein geeignetes Medium zu sein, um Zähne für Versuchszwecke darin zu lagern. Sie vermuten, dass rückständiges Chlorid dieses Lagerungsmediums die Haftfestigkeit negativ beeinflusst (LEE et al. 2007).

### *0,1%ige Thymollösung*

Thymol (2-Isopropylkresol), ein Hauptbestandteil des ätherischen Öls aus Thymian, ist ein Phenol-Derivat, jedoch 30-mal stärker wirksam als Phenol und 4-mal weniger toxisch. Es zeichnet sich durch starke desinfizierende, fungizide und bakterizide Wirkung aus (MUTSCHLER et al. 2001). Schon in Ägypten wurde Thymol in Form von Thymianzubereitungen zur Konservierung von Mumien verwendet. Heute findet Thymol, wegen seines angenehmen Geschmacks, unter anderem Verwendung in Mundwasser, Zahnpasta und Desinfektionsmitteln (MUTSCHLER et al. 2001). In zahlreichen In-vitro-Untersuchungen an extrahierten Zähnen finden Thymollösungen außerdem Verwendung als Lagerungsmedium.

### *10%ige Formalinlösung*

Dabei handelt es sich um verdünnte Formalin-Lösung mit einem Formaldehydgehalt von 3,6 – 4,0% (10% Formalin = ca. 4% Formaldehyd in wässriger Lösung). Neben Formaldehyd ist Methanol als

Polymerisationsschutz beigefügt. Formalin gehört zusammen mit Taurolidin und Glutaraldehyd in die Gruppe der Aldehyde (MUTSCHLER et al. 2001). Es ist eine farblose, beißend riechende Flüssigkeit, die bakterizid, stark viruzid und bei Einwirkung über längere Stunden auch sporozid wirkt (MUTSCHLER et al. 2001). Die Anwendungsgebiete liegen vor allem bei der Flächen- und Instrumentendesinfektion, sowie bei der Konservierung von Geweben (histologische Technik, FÜSSLE und WILLEMS 2007). GOODIS et al. (1993) bewahrten humane Zähne in Scherfestigkeitsuntersuchungen über verschiedene Zeiträume in 10%iger Formalinlösung auf.

### *3%ige Wasserstoffperoxidlösung*

Wasserstoffperoxid ( $H_2O_2$ , Hydrogenium peroxydatum) besitzt aufgrund der Sauerstoffabspaltung und Schaumbildung eine reinigende mechanische und desinfizierende Wirkung (HELLWIG et al. 2007). Es hemmt durch die Sauerstofffreisetzung anaerobe Keime (HELLWIG et al. 2007). Wasserstoffperoxid wird vorwiegend zur Reinigung von Wunden, zum Gurgeln oder zur Mundspülung verwendet (FÜSSLE und WILLEMS 2007). Der Zahnarzt verwendet es zur lokalen Therapie hauptsächlich in 3- bis 10%iger Lösung. Mundspüllösungen enthalten 0,3- bis 0,5%ige Wasserstoffperoxidlösung (HELLWIG et al. 2007). Verwendung findet Wasserstoffperoxid auch als internes Bleichmittel verfärbter wurzelkanalgefüllter Zähne (HELLWIG et al. 2007).

## **2.10 Einfluss des Lagerungsmediums auf die Haftfestigkeit**

Extrahierte Zähne, die für In-vitro-Untersuchungen zur Messung der Shear-Bond-Strength verwendet werden sollen, werden in den unterschiedlichsten Medien für unterschiedlich lange Zeiträume gelagert (TITLEY et al. 1998). Die Lagerungsmedien und -bedingungen unterliegen keinem Standard (STRAWN et al. 1996). Sie haben die Aufgabe, die Versuchszähne bis zu ihrer Verwendung vor Austrocknung zu schützen und spielen außerdem eine wichtige Rolle bei der Vermeidung von Infektionen (ZISKIND et al. 2003).

Das bakterielle Wachstum sowie die Kontamination des Untersuchers mit infektiösem Zahnmaterial soll verhindert werden (PAGNIANO et al. 1986, FOTOS et al. 1990, RUEGGERBERG 1991). Die „Centers for Disease Control and Prevention“ fordern deshalb die Desinfektion von extrahierten Zähnen, die für wissenschaftliche Zwecke genutzt werden (KOHN et al. 2003). Häufig verwendete Lösungen sind 0,1 - 1%iges Chloramin (JØRGENSEN et al. 1985, MUNKSGAARD und IRIE 1988, O'BRIEN et al. 1988, ØILO und OLSSON 1990), 10%ige Formalinlösung (BARKMEIER und COOLEY 1989, DAVIS et al. 1989) und 0,05 - 0,1%ige Thymollösung (REINHARDT et al. 1987, BLUNCK et al. 1990, SWIFT et al. 1990). Nachteilig ist jedoch, dass diese Lagerungsmedien Wechselwirkungen mit den zu untersuchenden Zahnoberflächen eingehen können, welche sich wiederum auf die Scherhaftkraft auswirken (ZISKIND et al. 2003, LEE et al. 2007). Laut WATANABE und NAKABAYASHI (1994) erfahren Zähne während ihrer Lagerung Veränderungen hinsichtlich ihrer Struktur und ihrer chemischen Zusammensetzung.

LEE et al. (2007) untersuchten den Zusammenhang zwischen Lagerungsmedium bzw. Desinfektionsmittel und der Scherhaftkraft an bovinen Dentinflächen. Sie konnten feststellen, dass Zähne, die 60 Tage in destilliertem Wasser aufbewahrt wurden, signifikant höhere Scherhaftwerte aufwiesen als Zähne, die den gleichen Zeitraum in 5,25%igem Natriumhypochlorit oder in 0,9%igem Natriumchlorid gelagert wurden (LEE et al. 2007). Möglicherweise wirkt sich das rückständige Chlorion dieser Lagerungsmedien negativ auf die Haftfestigkeit aus (LEE et al. 2007). Natriumhypochlorit scheint allerdings die negativsten Einfüsse auf die Shear-Bond-Strength zu haben. 10%ige Formalinlösung kann dagegen als Lagerungsmedium empfohlen werden, da es einerseits die Shear-Bond-Strength nicht beeinflusst und andererseits desinfizierende Eigenschaften besitzt (LEE et al. 2007).

Eine andere Studie von TOSUN et al. (2007) bestätigt diese Hypothese. 60 humane Zähne wurden in verschiedenen Lagerungsmedien (0,1%ige

Thymollösung, 10%ige Formalinlösung, destilliertes Wasser) über einen Zeitraum von 24 Stunden bzw. zwei Monaten gelagert. Anschließend wurden Komposite auf den Schmelzflächen adhäsiv befestigt und es wurden Scherfestigkeitsmessungen durchgeführt. Die Autoren stellten fest, dass das Lagerungsmedium signifikanten Einfluss auf die Shear-Bond-Strength hatte, wobei die in Thymol gelagerten Zähne geringere Haftwerte aufwiesen als die Zähne, die in Formalin und in destilliertem Wasser aufbewahrt worden waren (TOSUN et al. 2007). Die Lagerungsdauer in den unterschiedlichen Lösungen schien hingegen keinen Einfluss auf den Haftverbund zwischen Komposit und Zahn zu haben.

ZHENG et al. (2005) konnten dies in einer weiteren Studie bestätigen, indem sie die Haftfestigkeit unterschiedlicher Komposite nach 10 und 90 Tagen untersuchten und keinen signifikanten Unterschied feststellten. Auch DROSCHL und WENDL (2007) zeigten, dass die Haftwerte von in Formalin gelagerten Zähnen mit frisch extrahierten Zähnen verglichen werden können. Die Haftwerte von in Thymol aufbewahrten Zähnen unterschieden sich dagegen signifikant von frisch extrahierten Zähnen (DROSCHL und WENDL 2007). KAPLAN et al. (1996) halten destilliertes Wasser bei 4°C für das richtige Lagerungsmedium zur Durchführung von Haftfestigkeitsuntersuchungen.

Andere Autoren bevorzugen das Einfrieren von Zähnen in Wasser (NAKABAYASHI und TAKARDA 1992, NAKABAYASHI et al. 1992), da sie dadurch ihre „Frische“ behalten und hohe Haftwerte erzielen, die geringfügig unter denen frisch extrahierter Zähne liegen (TITLEY et al. 1998). Nachteilig ist jedoch, dass diese Lagerungsmethode Zähne nicht dekontaminiert (TITLEY et al. 1998).

Das Lagerungsmedium beeinflusst neben der Haftkraft auch die Dentinpermeabilität. Die Dentinpermeabilität nimmt bei Lagerung in 70%iger Ethanol-, 10%iger Formalinlösung sowie in wasserbasierten Lösungen zu (GOODIS et al. 1993). Kochsalzlösung verursacht dagegen

einen signifikanten Abfall der Dentinpermeabilität (GOODIS et al. 1991, GOODIS et al. 1993).

ZHENGH et al. (2005) verglichen die Haftkräfte an Zähnen, die in fünf verschiedenen Lagerungsmedien über unterschiedliche Zeiträume gelagert worden waren, mit den Kräften an frisch extrahierten Zähnen. Die Lagerung in 0,02%iger Thymollösung sowie in destilliertem Wasser bei 4°C hatte eine niedrigere Haftkraft zur Folge. Die Autoren empfehlen deshalb das Abkühlen der Versuchszähne auf -20°C und die Lagerung in 1%iger Chloraminlösung bei 4°C.

Die Lagerung in Thymol, Methanol oder Glutaraldehyd verursacht, im Vergleich zu frisch extrahierten Zähnen, geringere Haftwerte im Scherversuch. Außerdem werden atypische Brüche zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz beobachtet (TITLEY et al. 1998). Hierfür möglicherweise verantwortliche Veränderungen im Dentin, verursacht durch die verschiedenen Lagerungsmedien und -zeiten, konnten mittels spektroskopischer Methoden nachgewiesen werden. Die Messungen mit Hilfe eines Spektralphotometers zeigten im Laufe der Zeit signifikante Unterschiede bezüglich der Dentindichte bei Lagerung in destilliertem, reinem und gefiltertem Wasser sowie in Kochsalzlösung auf. Neben Veränderungen der optischen Eigenschaften des Dentins treten auch Veränderungen in der Oberflächenchemie auf, die mittels Spiegelreflex-Infrarot-Spektroskopie dargestellt werden konnten (STRAWN et al. 1996).

Das Lagerungsmedium nimmt ebenfalls Einfluss auf die Randqualität und das Mikropenetrationsverhalten verschiedener Adhäsiv- und Kompositsysteme in gemischten Klasse-V-Kavitäten. Zähne, die in Formalin gelagert wurden, wiesen im Vergleich zu frisch extrahierten Zähnen ein geringeres Mikroleakage auf. Ursache dafür ist die Vernetzung der Kollagenfasern durch Formaldehyd. Die Lagerung in 1%iger Chloraminlösung ist vergleichbar mit der Verwendung von frisch extrahierten Zähnen (HALLER et al. 1993). HALLER et al. (1993) empfehlen

deshalb die Aufbewahrung von extrahierten Zähnen in 1%iger Chloraminlösung, da diese das Adhäsionsverhalten von Komposit am Dentin nicht beeinflusst. Die Kurzzeitlagerung in Wasser, Thymol, Kochsalzlösung, Ethanol oder Formalin bewirkt geringfügige Änderungen in der Oberflächenchemie humanen Dentins (STRAWN et al. 1996).

Es existieren jedoch auch zahlreiche Studien, die zeigen, dass weder das Lagerungsmedium noch die Lagerungsdauer signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse von Scherfestigkeitsversuchen haben (JÖRGENSEN et al. 1985, BRANNSTROM et al. 1992, NAKABAYASHI und TAKARDA 1992, NAKABAYASHI et al. 1992, DEWALD et al. 1995, RETIEF et al. 1989).

Die Standardisierung der Lagerungsmedien in Haftfestigkeitsuntersuchungen ist dennoch erstrebenswert, da sie einen methodisch abgesicherten Vergleich von Dentalmaterialien und die Kommunikation zwischen den beteiligten Untersuchern verbessern würde (TITLEY et al. 1998, CARDOSO et al. 2003).

## 3 Material und Methode

### 3.1 Materialien

#### 3.1.1 Füllungsmaterial

Als Füllungsmaterial wurde das lichthärtende Feinpartikel-Hybridkomposit Ecusit<sup>®</sup>-Composite, Zahnfarbe „A 20“, der Firma DMG (Hamburg, Deutschland) verwendet. In Tabelle 7 sind die Eigenschaften des Materials aufgeführt.

Material (Hersteller)	Material-gruppe	Ch.-Nr.	Zusammen-setzung	Füllstoff-anteil (Gew.-%)	Partikel-größe
<b>Ecusit<sup>®</sup>-Composite (DMG)</b>	Fein-partikel-Hybrid-Komposit	589003	Bariumglas, Bis-GMA-basierte Matrix aus Dentalharzen, Pigmente, Additive, Katalysator	77	0,02-0,7 µm

**Tabelle 7** Charakterisierung des verwendeten Füllungsmaterials nach Herstellerangaben

#### 3.1.2 Adhäsivsystem

Als Adhäsivsystem kam Contax<sup>®</sup>, ein Self-Etch-Adhäsiv, bestehend aus Contax<sup>®</sup>-Primer und Contax<sup>®</sup>-Bond, der Firma DMG (Hamburg) zur Anwendung. Contax<sup>®</sup> ist ein selbstkonditionierendes Adhäsivsystem für Schmelz und Dentin, das mit Licht ausgehärtet wird. Ein separater Ätzschritt mit Phosphorsäure ist nicht erforderlich. Das Primen und Bonden erfolgt in 2 Schritten.

Tabelle 8 führt Inhaltsstoffe und Chargennummer des verwendeten Adhäsivsystems auf.

<b>Material</b>	<b>Hauptinhaltsstoffe</b>	<b>Ch.-Nr.</b>
<b>Contax®-Primer</b>	Wasser, Maleinsäure, Natriumfluorid pH-Wert: ca. 3,5	588379
<b>Contax®-Bond</b>	Hydrophile und saure Bis-GMA-basierte Harzmatrix, Katalysator	586876

**Tabelle 8** Inhaltsstoffe und Chargennummer des verwendeten Self-Etch-Adhäsives nach Herstellerangaben

### 3.1.3 Zahnmaterial

Für die Untersuchungen wurden 100 frisch extrahierte, karies- und füllungsfreie menschliche Weisheitszähne mit weitgehend oder vollständig abgeschlossenem Wurzelwachstum, sowie 100 frisch entnommene Rinderzähne verwendet. Die menschlichen Zähne wurden von verschiedenen, nicht beteiligten Behandlern extrahiert.

Sowohl die dritten Molaren als auch die Rinderzähne wurden unmittelbar nach der Extraktion in Leitungswasser kühl gelagert und mit Scalern und Bürsten von Gewebsresten befreit. Zum Einsatz kamen nur Zähne mit intakter Oberfläche. Zähne mit beschädigter Zahnhartsubstanz, z.B. infolge der Extraktion, wurden aussortiert.

Mittels einer wassergekühlten Bandsäge (Proxxon GmbH, Niersbach, Deutschland) wurde die Zahnwurzel der Rinderzähne senkrecht zur Zahnachse etwa auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze abgetrennt. Bei den menschlichen Zähnen wurde die Zahnwurzel belassen.



### 3.1.4 Lagerung der Proben

In Tabelle 9 sind die verwendeten Lagerungsmedien dargestellt. Die Hersteller sind in der Materialliste im Anhang aufgeführt.

Gruppen	Lagerungsmedien
Gruppe 1	Leitungswasser
Gruppe 2	0,9% NaCl
Gruppe 3	0,1% Thymollösung
Gruppe 4	10% Formalinlösung
Gruppe 5	3% H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>

**Tabelle 9** Lagerungsmedien

Die Lagerungsdauer betrug 60 Tage bei 37 °C. Dabei wurden die Lagerungsmedien wöchentlich erneuert. Die Testzähne wurden randomisiert in Gruppen à 10 Probekörpern für jeweils 4 Substrate (Schmelz und Dentin, human und bovin) auf die 5 Lagerungsmedien verteilt und in dem jeweiligen Medium in verschließbaren Behältern aus Braunglas gelagert.

## **3.2 Methode**

### **3.2.1 Herstellung der Prüfkörper**

#### **3.2.1.1 Einbettung humaner Zähne**

Zunächst war es erforderlich, die menschlichen Zähne einzubetten, um die Applikation des Füllungsmaterials mit Hilfe eines Teflonringes zu erleichtern. Hierzu wurde auf dem Boden von 30 ml Behältern aus Polypropylen ein doppelseitiges Klebeband (Tesa, Beiersdorf AG, Hamburg, Deutschland) aufgeklebt, und die Testzähne wurden mit der Okklusalfäche auf der Klebefolie fixiert. Nun wurden die Behälter mit kaltpolymerisierendem Harz (Giessharz GTS, Vosschemie GmbH, Uetersen, Deutschland) aufgefüllt, bis die Testzähne vollständig bedeckt waren.

Die Aushärtung fand unter einem Abzug statt. Die Aktivierung wurde so gewählt, dass das Harz langsam über 2 Tage aushärtete. So war gewährleistet, dass die Temperaturentwicklung bei der Aushärtung des Harzes möglichst gering war und dass das Zahnmaterial keine Schädigung erfuhr.

#### **3.2.1.2 Präparation der Schmelz- und Dentintestflächen**

Anschließend wurden die humanen und bovinen Zähne mit einer wassergekühlten Schleifmaschine (Struers, Willich, Deutschland) mit Schleifpapier (Struers, P 80 / Körnung 196,0  $\mu\text{m}$ ) auf den gewünschten Untergrund (Schmelz oder Dentin) abgeschliffen. Um Rauigkeiten zu vermeiden, fand danach ein Feinschliff mit Schleifpapier der Stärke P 500 (Körnung 30,0  $\mu\text{m}$ ) statt.

Das Zahnmaterial musste eine plane glatte Oberfläche haben. Außerdem wurde durch optische Kontrolle sichergestellt, dass weder auf den Schmelztestflächen Dentinareale noch auf den Dentintestzähnen

Schmelzareale zu finden waren. Falls beim Anschleifen Risse bis in die Pulpenkammer erfolgten, wurde der Zahn nicht in die Untersuchung einbezogen und entsorgt.

An den bovinen Zähnen wurden die bukkalen Zahnflächen (siehe Abb. 1) und an den humanen Zähnen die mesialen, distalen oder bukkalen Zahnflächen zur Freilegung der Schmelz- und Dentinareale gewählt.

Die Lagerung in Leitungswasser schützte nicht in Bearbeitung befindliche Proben bis zum nächsten Arbeitsschritt vor Austrocknung. Die freigelegten Schmelz- und Dentinproben wurden direkt weiterverarbeitet, wobei die Zahnauswahl für die jeweils 10 Schmelzflächen und 10 Dentinflächen pro Lagerungsmedium zufällig erfolgte.

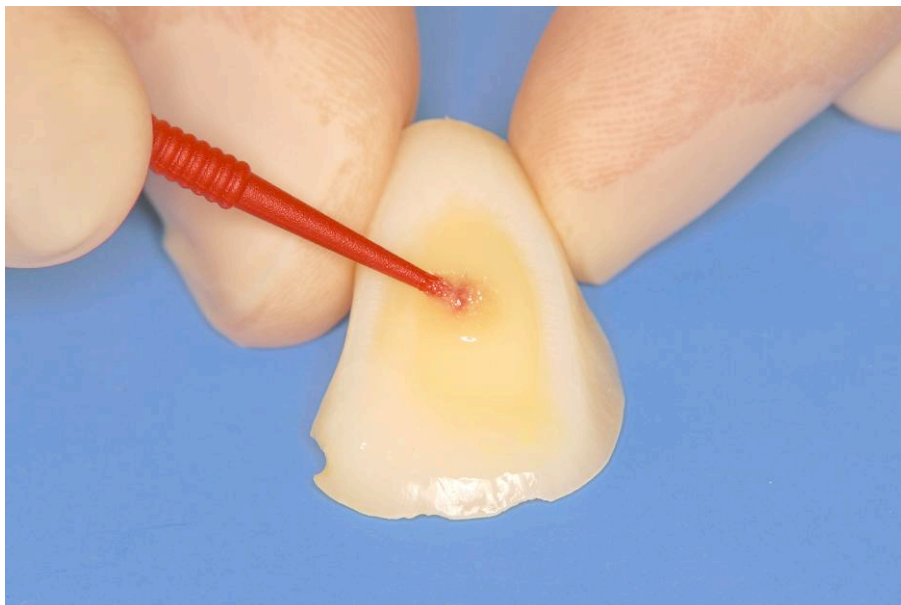


**Abbildung 1** Freigelegte Dentinoberfläche bei einem Rinderzahn

### 3.2.1.3 Applikation des Adhäsivs und Kunststoffes

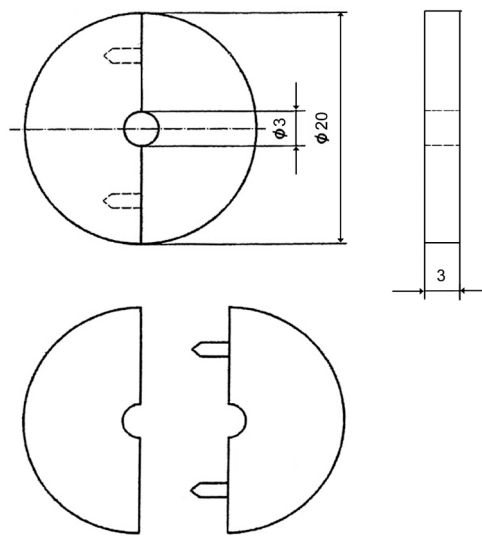
Die geschliffenen Zähne wurden unmittelbar vor der weiteren Bearbeitung aus dem Wasser genommen, und überschüssiges Wasser wurde vor der Anwendung des Adhäsivsystems im Sinne der Moist-Bonding-Technik mit einem kurzen Luftstoß entfernt. Das verwendete Adhäsivsystem (Contax<sup>®</sup>, DMG, Hamburg) wurde entsprechend der Angaben des Herstellers folgendermaßen verarbeitet:

Es wurde ein Tropfen Contax<sup>®</sup>-Primer direkt auf den Mikropinsel gegeben und für 20 Sekunden auf die Zahnhartsubstanz appliziert. Auf der behandelten Oberfläche war nach Primerapplikation eine gleichmäßig feuchte Schicht zu sehen. Ein Verblasen des Primers war nicht erforderlich. Anschließend wurde ein Tropfen Contax<sup>®</sup>-Bond direkt auf einen neuen Mikropinsel gegeben und ebenfalls für 20 Sekunden auf die geprimte Zahnschicht appliziert. Dann wurde kurz mit Luft verblasen. Die Oberfläche sah nun gleichmäßig feucht aus.

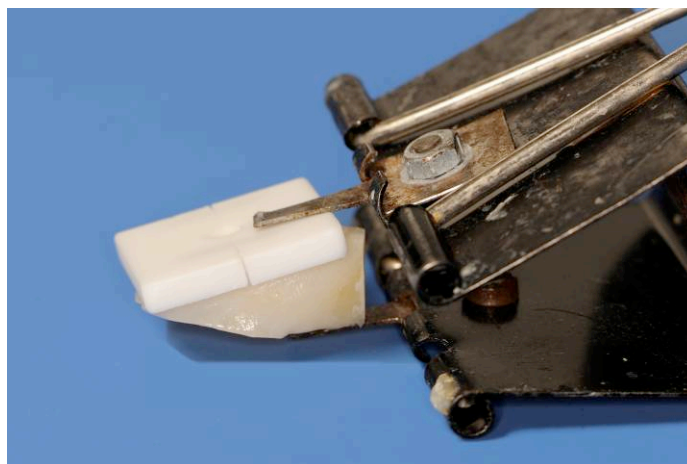


**Abbildung 2** Applikation des Adhäsivsystems

Die Primer-Bond-Mischung wurde mit einer Dentallampe (Translux EC, Fa. Kulzer & Co GmbH, Wehrheim, Deutschland) für 20 Sekunden belichtet. Dabei wurde die Dentallampe möglichst nah an die behandelte Oberfläche herangeführt. Für die darauf folgende Applikation des Füllungsmaterials wurde eine zweiteilige Teflonform (Abb. 3) mit einer Kavität von 3,0 mm Durchmesser und einer Höhe von 3 mm mit Hilfe einer Metallklammer so auf dem Zahn befestigt, dass sie plan auflag und sich auf der Testfläche nicht verschieben konnte (Abb. 4).

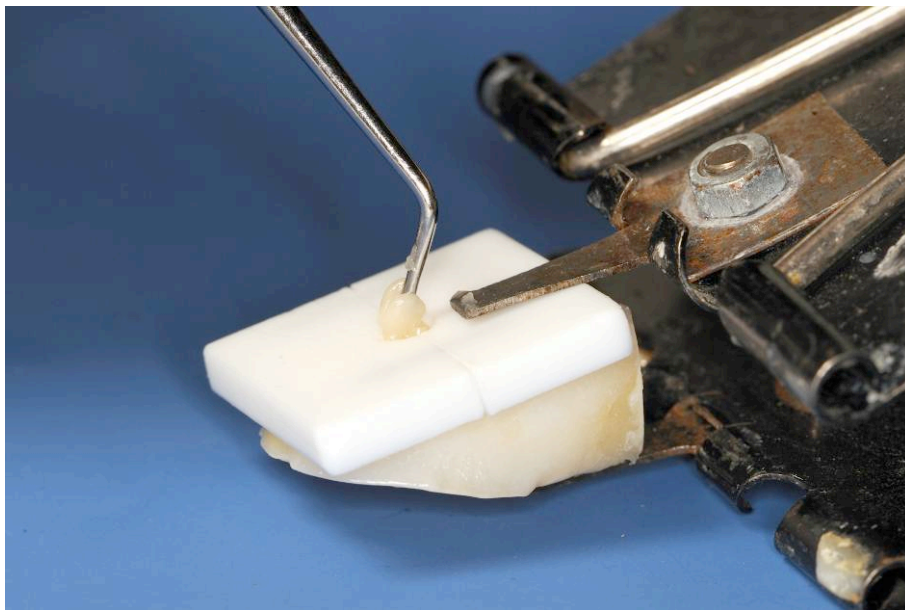


**Abbildung 3** Schematische Darstellung der Teflonform



**Abbildung 4** Auf der Testfläche fixierte Teflonform

In diese Kavität wurde das Füllungsmaterial (Ecusit-Composite<sup>®</sup>, DMG, Hamburg, Deutschland) mittels eines Planstoppers luftblasenfrei appliziert (siehe Abb. 5) und 40 Sekunden lichtgehärtet.

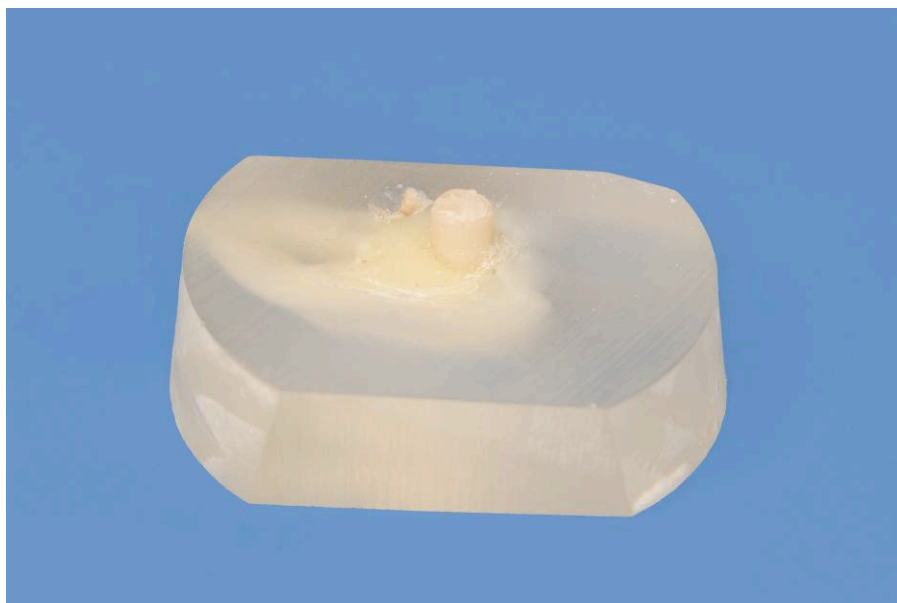


**Abbildung 5** Applikation des Kunststoffes

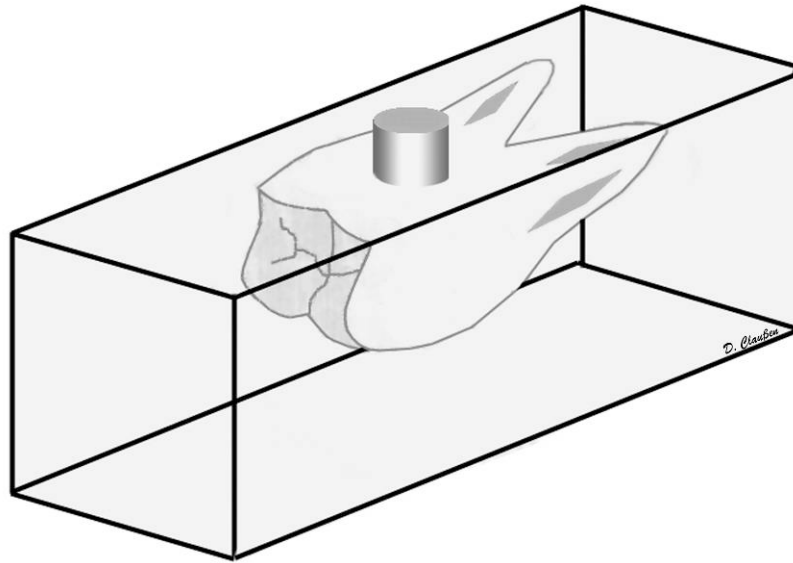
Nach der Aushärtung wurde die Teflonform durch vorsichtiges Auseinanderziehen entfernt, und überstehende Reste des Adhäsivs oder des Füllungsmaterials wurden mit dem Skalpell beseitigt. Die Zahn-Komposit-Proben waren nunmehr für die Scherversuche bereit (Abbildungen 6 – 8).



**Abbildung 6** Auf Rinderdentin aufgebrachter Kompositzylinder



**Abbildung 7** Eingebetteter humaner Prüfkörper mit Kompositzylinder



**Abbildung 8** Eingebetteter und mit einem Prüfkörper versehener humaner Zahn (schematisch)

### ***Lagerung der Proben***

Die fertigen Proben wurden bis zur Haftfestigkeitsmessung 23 Stunden lang in Leitungswasser bei 37°C im Wärmeschrank gelagert.

Vor der Prüfung wurden die Probekörper innerhalb einer Stunde auf Raumtemperatur ( $23 \pm 1^\circ\text{C}$ ) abgekühlt.

## **3.2.2 Bestimmung der Haftfestigkeit**

### **3.2.2.1 Universalprüfmaschine Zwick Z010**

Die Abscherversuche zur Bestimmung der Shear-Bond-Strength gemäß ISO/TS 11405: 2003(E) wurden mit einer Universalprüfmaschine (Zwick Z010, Zwick GmbH & Co, Ulm, Deutschland) bei einer Traversengeschwindigkeit von 0,5 mm/min durchgeführt (Abb. 9). Die Maschine arbeitet mit PC-gesteuerter Messelektronik. Zur Auswertung des Versuchs wurde die Software „testXpert“ der Firma Zwick benutzt. Die Prüfkörper wurden mit einer Prüfkraft von 1kN belastet.

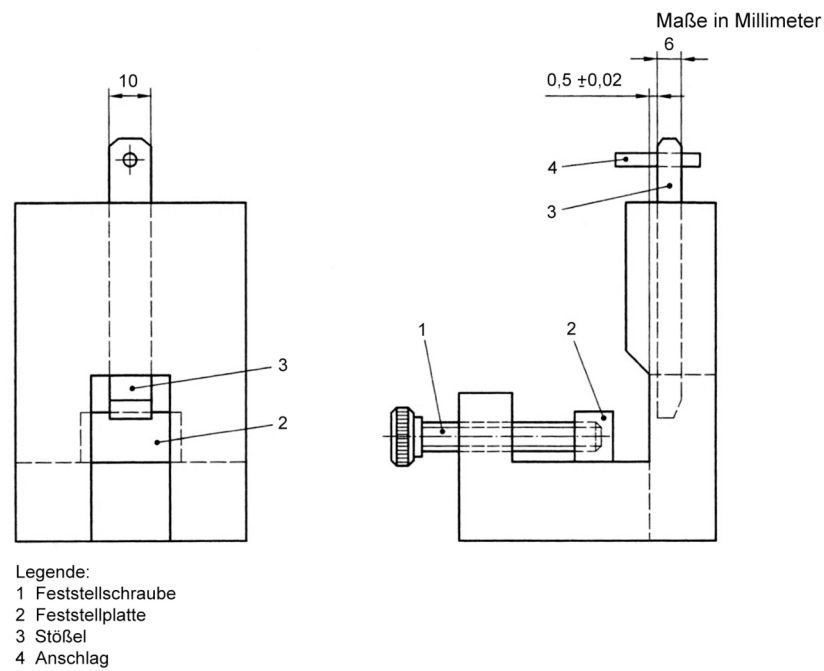




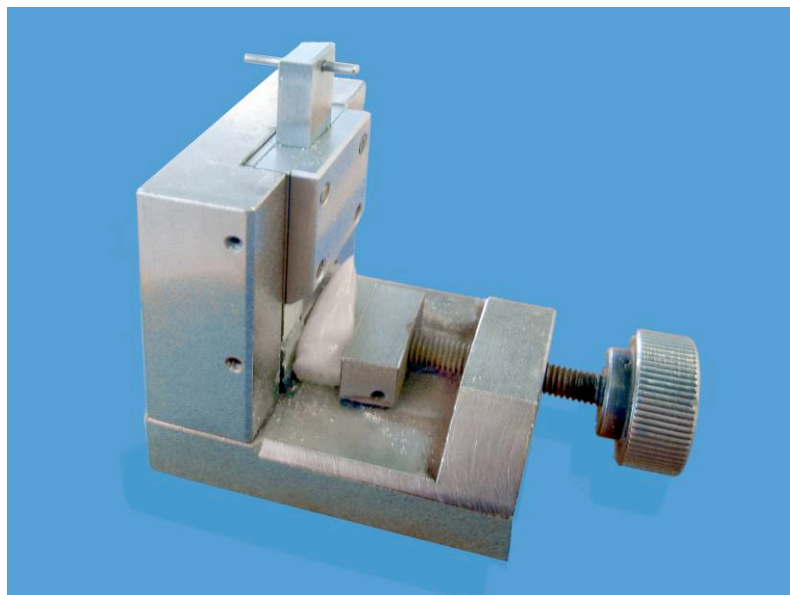
**Abbildung 9** Universaltestmaschine Zwick Z010 mit Einspannvorrichtung

### 3.2.2.2 Beschreibung des Prüfvorganges

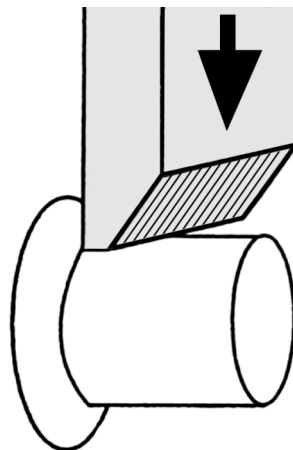
Die Prüfung fand bei einer Raumtemperatur von  $23 \pm 1^\circ\text{C}$  statt. Die Zähne verblieben bis kurz vor der Messung im Wasserbad. Sie wurden dann entnommen und getrocknet.



**Abbildung 10** Aufbau der Abschervorrichtung, schematisch.  
1 Feststellschraube; 2 Feststellplatte;  
3 Stößel; 4 Anschlag



**Abbildung 11** Abschervorrichtung mit eingespanntem bovinem Prüfkörper



**Abbildung 12** Schematische Darstellung des Abschervorgangs (Kraft = 1 kN)

Die zu vermessenden Prüfkörper wurden nacheinander so in die Abschervorrichtung (Abb. 10 und 11) eingespannt, dass der Abscherstempel auf dem Abscherprüfkörper aufsaß (Abb. 12), der präparierte Zahn plan am Stößel auflag und sich in der Halterung nicht verschieben ließ. Die Abschervorrichtung wurde derart in die Zwick-Maschine gestellt, dass die herunterfahrende 1 kN-Messzelle den Abscherstempel genau mittig traf. Es wurden maximal 10 Zähne pro Serie vermessen und dazu das entsprechende Programm aufgerufen (SBS 1kN bei eingebetteten humanen Zähnen und SBS 1kN bei uneingebetteten Rinderzähnen).

Nach dem Abschervorgang wurden der Zahn und der abgescherte Prüfkörper begutachtet. Es wurde zum einen festgestellt, wo die Trennung erfolgt war (adhäsiver Bruch zwischen Zahn und Adhäsiv, kohäsiver Bruch innerhalb des Füllungsmaterials bzw. Schmelz- oder Dentinriss).

Zum anderen wurde die Grundfläche des abgescherten Füllungsmaterials überprüft, indem mit Hilfe einer Schieblehre der Durchmesser des Prüfkörpers bestimmt wurde. Der Mittelwert des Durchmessers (ca. 3mm) wurde in die entsprechende Zelle des Programms eingetragen, wobei der Wert der Scherfestigkeit automatisch korrigiert wurde.

### 3.2.3. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte unter Zuhilfenahme der Statistik-Software SPSS 15.0 für Windows (SPSS GmbH München). Zuerst wurden aus den Einzelwerten, jeweils für den Schmelz- und den Dentinbereich jeder Gruppe getrennt, die Mittelwerte sowie der Gesamtmittelwert aus den Schmelz- und Dentinmittelwerten errechnet. Als nächstes wurde eine mehrfaktorielle Varianzanalyse durchgeführt, um mögliche Einflüsse des Lagerungsmediums auf die Scherfestigkeit zu identifizieren. Zu Beginn handelte es sich dabei um ein saturiertes Modell mit 3-fach-Interaktion (Medium, Zahnherkunft, Substrat). Die Zahnherkunft berücksichtigt die benutzte Zahnart (Rinder- oder menschliche Zähne) und das Substrat die verwendeten Zahnhartsubstanzen (Schmelz oder Dentin).

Ausgehend von diesem Modell wurde durch Rückwärtselimination (Entfernung nicht signifikanter Einflussgrößen) das Endmodell mit signifikant beeinflussenden Variablen entwickelt. Es erfolgten dann einfaktorielle Varianzanalysen getrennt für die beiden Varianten der Zahnherkunft, um den unterschiedlichen Einfluss des Lagerungsmediums auf humane und bovine Zähne aufzuzeigen. Mit einem LSD-Test wurden multiple paarweise Vergleiche der Ergebnisse für die verschiedenen Lagerungsmedien, getrennt nach Schmelz und Dentin, durchgeführt. Schließlich wurden Unterschiede zwischen den verschiedenen Lagerungsmedien mit Hilfe von multiplen Mittelwertvergleichen unter Zuhilfenahme des t-Tests identifiziert. Das zur Annahme statistisch signifikanter Differenzen zu unterschreitende Niveau wurde auf  $\alpha = 0,05$  festgesetzt.

## 4 Ergebnisse

In der vorliegenden Arbeit wurde im Scherhaftfestigkeitsversuch der Einfluss des Lagerungsmediums auf die Haftkraft von Kompositen an humanen und bovinen Schmelz- und Dentinflächen untersucht, nachdem die Komposite im Self-Etch-Verfahren appliziert worden waren.

Eine Zusammenstellung der Scherfestigkeitsmittelwerte und Standardabweichungen der verschiedenen Untersuchungsgruppen, abhängig von Lagerungsmedium, Zahnherkunft und Zahnschubstanz findet sich in Abschnitt 4.1. Abschnitt 4.2 führt die paarweisen Vergleiche der Lagerungsmedien humaner Zähne auf. Die paarweisen Vergleiche der einzelnen Lagerungsmedien humaner und boviner Zähne innerhalb des gleichen Substrates beinhaltet Abschnitt 4.3.

Die Gruppengröße war jeweils  $n=10$  bei 20 untersuchten Gruppen. Erfolgte während des Abschervorganges ein sofortiger Bruch zwischen Zahn und Füllungsmaterial, so konnte kein Messwert angegeben werden. Insgesamt konnten 197 Einzelmessungen durchgeführt werden. Eine tabellarische Auflistung aller Ergebnisse dieser Einzelmessungen befindet sich im Anhang.

<b>Berücksichtigte Einflussfaktoren</b>	<b>Ausprägungen</b>	<b>N</b>
<b>Medium</b>	Wasser	40
	NaCl (0,9%)	38
	Thymol (0,1%)	40
	Formalin (10%)	39
	H <sub>2</sub> O <sub>2</sub> (3%)	40
<b>Zahnherkunft</b>	R= Rinderzähne	97
	H= humane Zähne	100
<b>Substrat</b>	Schmelz	98
	Dentin	99

**Tabelle 10** Überblick über die berücksichtigten Einflussfaktoren, Ausprägungen und die Anzahl der auswertbaren Messungen

#### 4.1 Mittelwerte und Varianzanalysen

Die Mittelwerte der Scherfestigkeitsbestimmung und Standardabweichungen (in MPa) sowie die Anzahl der durchgeführten Messungen sind in Tabelle 11 zusammengefasst.

Medium	Zahnherkunft	Substrat	Mittelwert	Standardabweichung	N
<b>Wasser</b>	R	Schmelz	15,5	5,5	10
		Dentin	20,6	6,9	10
		Gesamt	18,0	6,6	20
	H	Schmelz	17,3	6,2	10
		Dentin	14,5	8,2	10
		Gesamt	15,9	7,2	20
	Gesamt	Schmelz	16,4	5,8	20
		Dentin	17,6	8,0	20
		Gesamt	17,0	6,9	40
<b>NaCl</b>	R	Schmelz	21,0	9,6	8
		Dentin	17,1	8,2	10
		Gesamt	18,8	8,8	18
	H	Schmelz	14,2	3,8	10
		Dentin	12,1	5,3	10
		Gesamt	13,1	4,6	20
	Gesamt	Schmelz	17,2	7,6	18
		Dentin	14,6	7,2	20
		Gesamt	15,8	7,4	38
<b>Thymol</b>	R	Schmelz	23,1	4,1	10
		Dentin	22,0	6,7	10
		Gesamt	22,6	5,4	20
	H	Schmelz	12,6	7,2	10
		Dentin	9,5	6,1	10
		Gesamt	11,1	6,7	20
	Gesamt	Schmelz	17,9	7,8	20
		Dentin	15,8	9,0	20
		Gesamt	16,8	8,3	40
<b>Formalin</b>	R	Schmelz	19,3	7,3	10
		Dentin	19,8	6,3	9
		Gesamt	19,5	6,6	19
	H	Schmelz	8,3	7,0	10
		Dentin	6,7	4,3	10
		Gesamt	7,5	5,7	10
	Gesamt	Schmelz	13,8	8,9	20
		Dentin	12,9	8,5	19
		Gesamt	13,4	8,6	39
<b>H<sub>2</sub>O<sub>2</sub></b>	R	Schmelz	22,1	10,7	10
		Dentin	21,6	12,8	10
		Gesamt	21,8	11,5	20
	H	Schmelz	6,6	4,8	10
		Dentin	5,7	4,2	10
		Gesamt	6,1	4,4	20
	Gesamt	Schmelz	14,3	11,3	20
		Dentin	13,6	12,3	20
		Gesamt	14,0	11,7	40

**Tabelle 11** Mittelwerte und Standardabweichungen der Scherfestigkeitsbestimmungen. R = Rinderzähne, H = humane Zähne

Mittels mehrfaktorieller Varianzanalysen wurde der Effekt einzelner der drei berücksichtigten Einflussfaktoren sowie von Kombinationen mehrerer dieser Faktoren auf die Scherfestigkeitsmittelwerte berechnet. Es konnte festgestellt werden, dass der Faktor der benutzten Zahnart („Zahnherkunft“, Rinder- oder menschliche Zähne) das Ergebnis hochsignifikant beeinflusst ( $p < 0,001$ ; Tabelle 12).

Auch die beiden Faktoren „Zahnherkunft“ und „Lagerungsmedium“ (Medium) zusammen sind für die Scherfestigkeit von hochsignifikanter Bedeutung. Alle übrigen Einzelfaktoren oder Kombinationen von Faktoren finden diese Bedeutung in der Berechnung nicht.

<b>Einflussfaktoren</b>	<b>Signifikanz</b>
<b>Medium</b>	0,089
<b>Zahnherkunft</b>	0,000
<b>Substrat</b>	0,298
<b>Medium* Zahnherkunft</b>	0,000
<b>Medium* Substrat</b>	0,737
<b>Zahnherkunft* Substrat</b>	0,295
<b>Medium* Zahnherkunft* Substrat</b>	0,638

**Tabelle 12** Signifikanzraten der mehrfaktoriellen Varianzanalyse zur Überprüfung des Effektes einzelner oder mehrerer möglicher Einflussfaktoren auf die Scherhaftwerte von mittels Self-Etch-Verfahren an humanen und bovinen Zähnen applizierten Kompositen

Mit dieser Erkenntnis wurde eine erneute multifaktorielle Varianzanalyse berechnet, in der alle Einflüsse oberhalb eines Signifikanzniveaus von 0,1 entfernt waren. Die Resultate des neuen Auswertungsmodells sind Tabelle 13 zu entnehmen. Die Auswertung bestätigt die aus dem vollständigen



Modell abgeleiteten Ergebnisse, und es wird deutlich, dass die SBS entscheidend von der Zahnart abhängt, dass aber auch das Lagerungsmedium deutliche Einflüsse ausübt.

<b>Einflussfaktoren</b>	<b>Signifikanz</b>
<b>Medium</b>	0,084
<b>Zahnherkunft</b>	0,000
<b>Medium* Zahnherkunft</b>	0,000

**Tabelle 13** Signifikanzraten der Varianzanalyse zur Überprüfung des Effektes einzelner oder mehrerer möglicher Einflussfaktoren auf die Scherhaftwerte nach Elimination der nicht signifikanten Einflussgrößen

Da die Variablen „Medium“ und „Zahnherkunft“ einen gemeinsamen Einfluss auf die SBS zeigen, wurde zur weiteren Abklärung für jede Zahnart (Rinderzahn bzw. menschlicher Zahn) separat der Einfluss des Mediums mittels einfaktorieller Varianzanalysen errechnet. Es zeigte sich, dass die Scherfestigkeitswerte der Rinderzähne nicht signifikant durch die verwendeten Lagerungsmedien ( $p = 0,338$ ) beeinflusst wurden. Im Gegensatz dazu hat das Lagerungsmedium aber einen stark signifikanten Einfluss auf die Scherfestigkeit bei humanen Zähnen ( $p < 0,001$ , Tab. 14).

<b>Zahnmaterial</b>	<b>Signifikanz</b>
<b>Menschliche Zähne</b>	0,000
<b>Rinderzähne</b>	0,338

**Tabelle 14** Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalysen zur Überprüfung des Einflusses verschiedener Lagerungsmedien auf die Scherfestigkeit menschlicher und boviner Zähne

## **4.2 Paarweiser Vergleich des Einflusses der Lagerungsmedien bei humanen Zähnen**

Da die bisherigen Analysen gezeigt haben, dass die Ergebnisse der Scherfestigkeitsversuche nicht von dem involvierten Substrat (Schmelz oder Dentin) abhängen und darüber hinaus bei Rinderzähnen auch nicht vom Lagerungsmedium, wurden detaillierte Vergleiche zur Feststellung signifikant in Abhängigkeit vom Lagerungsmedium differierender Haftwerte zunächst nur für humane Zähne durchgeführt. Dabei wurde nicht zwischen Schmelz und Dentin unterschieden. Für die paarweisen Vergleiche der Ergebnisse, die mit jeweils zwei Lagerungsmedien erzielt wurden, wurde der t-Test verwendet. Es errechnen sich die in Tabelle 15 aufgeführten Signifikanzraten.

Die Auswertung im paarweisen Vergleich ergab, dass Wasserlagerung im Vergleich zu Thymol signifikant höhere Haftwerte bewirkte ( $p = 0,010$ ). Außerdem ließen sich stark signifikante Unterschiede zwischen Wasser und Formalin ( $p < 0,001$ ) sowie zwischen Wasser und  $H_2O_2$  ( $p < 0,001$ ) nachweisen.

Signifikant höhere Haftwerte erzielten Zähne, die in NaCl aufbewahrt wurden im Vergleich zu denen, die in Formalin gelagert wurden ( $p = 0,003$ ). Im paarweisen Vergleich zwischen den Lagerungsmedien NaCl und  $H_2O_2$  konnte eine noch höher signifikante Differenz festgestellt werden ( $p < 0,001$ ). Auch die Haftwerte nach Lagerung in Thymol oder  $H_2O_2$  ( $p < 0,009$ ) unterschieden sich signifikant.

Lagerungsmedium			Signifikanz
<b>Wasser</b>	vs.	NaCl	0,132
		Thymol	0,010
		Formalin	0,000
		H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	0,000
<b>NaCl</b>	vs.	Wasser	0,132
		Thymol	0,267
		Formalin	0,003
		H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	0,000
<b>Thymol</b>	vs.	Wasser	0,010
		NaCl	0,267
		Formalin	0,055
		H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	0,009
<b>Formalin</b>	vs.	Wasser	0,000
		NaCl	0,003
		Thymol	0,055
		H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	0,459
<b>H<sub>2</sub>O<sub>2</sub></b>	vs.	Wasser	0,000
		NaCl	0,000
		Thymol	0,009
		Formalin	0,459

**Tabelle 15** Signifikanzraten zum Einfluss des Lagerungsmediums auf die Scherfestigkeitswerte im paarweisen Vergleich humaner Zähne (t-Test)

### 4.3 Paarweise Vergleiche innerhalb des Substrates

Zur Absicherung der bis hierher errechneten Ergebnisse wurden paarweise Vergleiche der mit jeweils zwei Lagerungsmedien erzielten Scherfestigkeitswerte auch für Rinderzähne und unter getrennter Betrachtung von Schmelz und Dentin durchgeführt (Varianzanalyse, LSD-Test). Für bovine Zähne wird bestätigt, dass weder am Schmelz (ausgenommen eines einzelnen paarweisen Vergleiches (Wasser- vs. Thymollagerung) noch am Dentin signifikante Unterschiede auftreten (Tabellen 16 und 17, angegeben sind die p-Werte).

	NaCl	Thymol	Formalin	H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>
Wasser	0,136	<b>0,033</b>	0,273	0,062
NaCl		0,581	0,639	0,778
Thymol			0,281	0,774
Formalin				0,427

**Tabelle 16** Zusammenstellung der Signifikanzraten beim paarweisen Vergleich der Scherfestigkeitswerte von Kompositprüfkörpern auf bovinem Schmelz (Varianzanalyse, LSD-Test)

	NaCl	Thymol	Formalin	H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>
Wasser	0,365	0,705	0,849	0,796
NaCl		0,202	0,488	0,246
Thymol			0,577	0,904
Formalin				0,659

**Tabelle 17** Zusammenstellung der Signifikanzraten beim paarweisen Vergleich der Scherfestigkeitswerte von Kompositprüfkörpern auf bovinem Dentin (Varianzanalyse, LSD-Test)

Für menschliche Zähne wurden bei einigen der paarweisen Vergleiche signifikante Unterschiede gefunden (Tabelle 18 und 19). Dabei wird ersichtlich, dass die paarweisen Vergleiche, in denen diese signifikanten Unterschiede errechnet wurden, für Schmelz oder Dentin durchweg identisch sind. Dies bestätigt, dass das Zahnsubstrat keinen Einfluss auf die ermittelten Haftwerte hat.

	NaCl	Thymol	Formalin	H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>
Wasser	0,242	0,085	<b>0,001</b>	<b>0,000</b>
NaCl		0,568	<b>0,033</b>	<b>0,007</b>
Thymol			0,111	<b>0,028</b>
Formalin				0,518

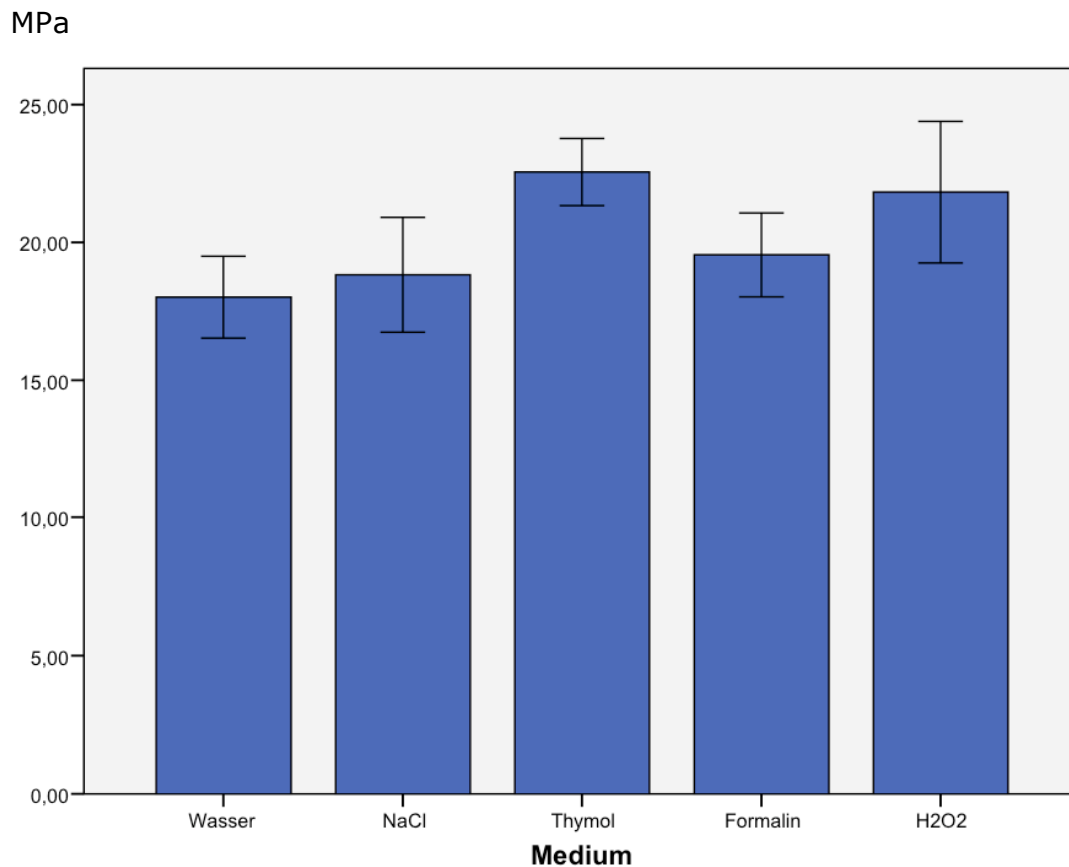
**Tabelle 18** Zusammenstellung der Signifikanzraten beim paarweisen Vergleich der Scherfestigkeitswerte von Kompositprüfkörpern auf humanem Schmelz (Varianzanalyse, LSD-Test)

	NaCl	Thymol	Formalin	H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>
Wasser	0,348	0,058	<b>0,004</b>	<b>0,001</b>
NaCl		0,324	<b>0,042</b>	<b>0,017</b>
Thymol			0,279	0,145
Formalin				0,699

**Tabelle 19** Zusammenstellung der Signifikanzraten beim paarweisen Vergleich der Scherfestigkeitswerte von Kompositprüfkörpern auf humanem Dentin (Varianzanalyse, LSD-Test)

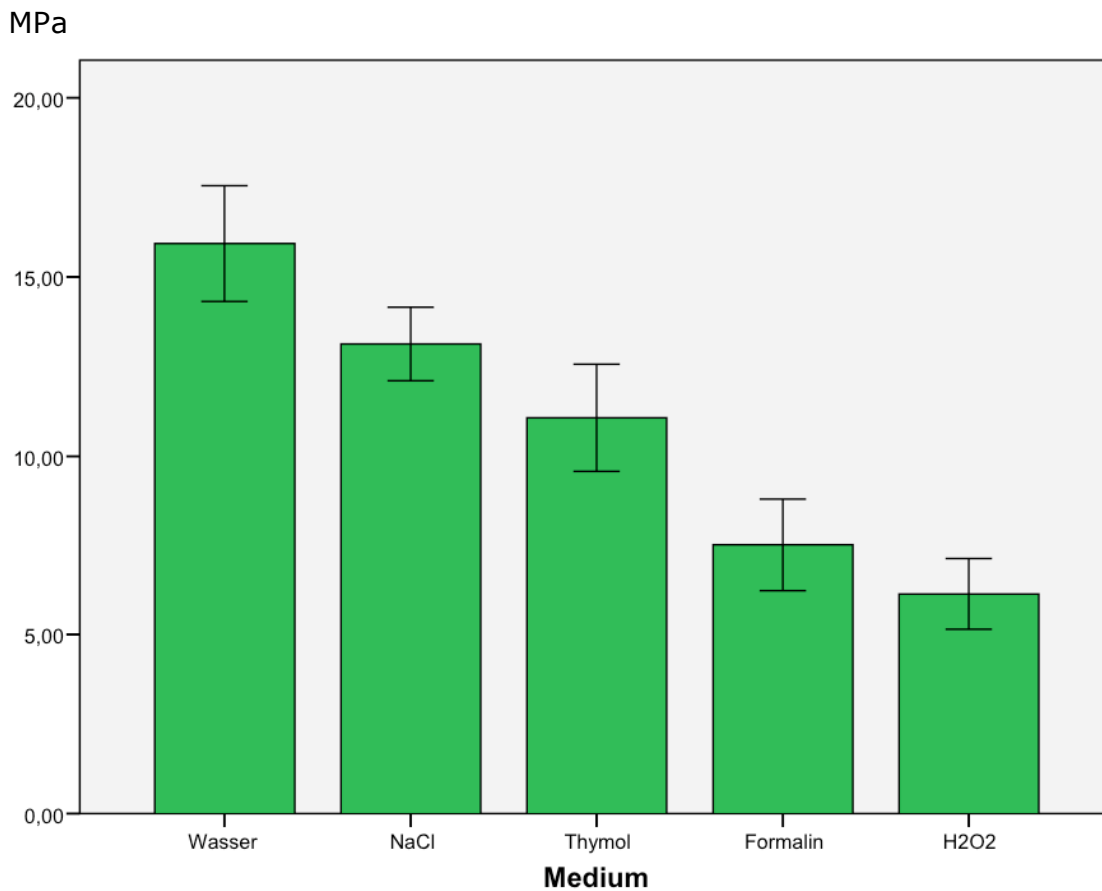
Angesichts der hohen Bedeutung der Herkunft des Zahnmaterials (Rind bzw. Mensch) für die erzielten Scherfestigkeitswerte wurden abschließend zum einen graphische Gegenüberstellungen der Haftwerte - in Abhängigkeit von den Lagerungsmedien - innerhalb der jeweiligen Zahnarten durchgeführt. Zum anderen wurde ein direkter Vergleich der Haftung auf humanen bzw. bovinen Zähnen für die jeweiligen Lagerungsmedien angestellt.

Innerhalb der Testreihen mit Rinderzähnen erreichten die Zähne, die in Wasser gelagert wurden, die niedrigsten Haftwerte (18,0 MPa). Insgesamt bestätigt die graphische Darstellung der für Rinderzähne ermittelten Haftwerte (Abb. 13) den in Tabelle 14 bereits aufgezeigten zu vernachlässigenden Einfluss des Lagerungsmediums bei Rinderzähnen.



**Abbildung 13** Scherfestigkeit (Mittelwerte und Standardabweichung, in MPa) von Kompositprüfkörpern auf Rinderzähnen (Schmelz und Dentin) in Abhängigkeit von den verwendeten Lagerungsmedien

Im Gegensatz dazu wurden auf humanen Zähnen, wie schon die statistische Analyse gezeigt hat, signifikant unterschiedliche Haftwerte ermittelt. Die im Abscherversuch bestimmten Haftwerte schwanken (ungeachtet des Zahnsubstrates) von 6,1 MPa nach Lagerung in H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> bis 15,9 MPa nach Wasserlagerung (Abbildung 14).



**Abbildung 14** Scherfestigkeit (Mittelwerte und Standardabweichung, in MPa) von Kompositprüfkörpern auf humanen Zähnen (Schmelz und Dentin) in Abhängigkeit von den verwendeten Lagerungsmedien

Beim direkten Vergleich der nach gleichartiger Lagerung auf beiden Zahnarten erzielten Haftfestigkeiten ist zunächst festzustellen, dass sich die Scherwiderstand-Mittelwerte in den beiden Gruppen in unterschiedlicher Abfolge, von den höchsten bis zu den niedrigsten Werten, aneinander reihen. Die nachfolgende Rangliste stellt die Haftfestigkeits-Reihungen auf bovinen und humanen Zähnen in Abhängigkeit des verwendeten Lagerungsmediums einander gegenüber (Tab. 20). Es wird ein erheblicher Unterschied der Reihungen deutlich.

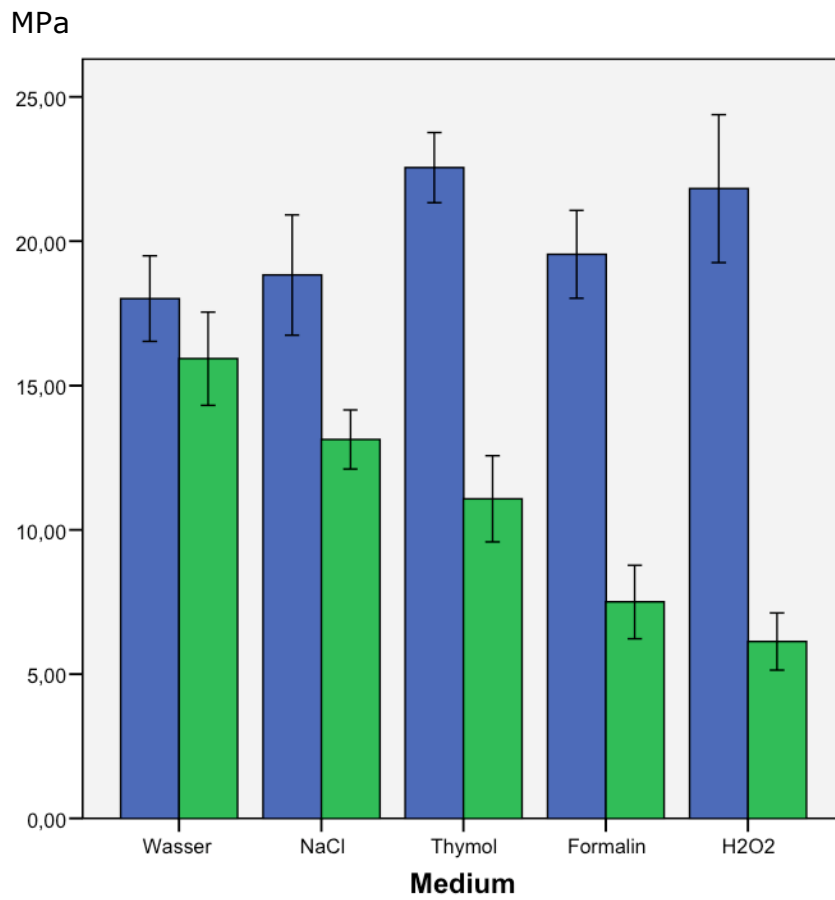
Reihenfolge	bovine Zähne	humane Zähne
1	Thymol	Wasser
2	H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	NaCl
3	Formalin	Thymol
4	NaCl	Formalin
5	Wasser	H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>

1= höchste Haftwerte; 5= geringste Haftwerte

**Tabelle 20** Rangfolge der Scherfestigkeitswerte von Kompositprüfkörpern auf bovinen und humanen Zähne in Abhängigkeit vom verwendeten Lagerungsmedium

Ein direkter graphischer Vergleich der erzielten SBS-Haftwerte dokumentiert schließlich, dass auf humanen Zähnen durchgängig niedrigere Haftwerte erzielt wurden als auf bovinen Zähnen (Abb. 15). Wiedergegeben sind dabei die Gesamtmittelwerte, die aus den Mittelwerten der Schmelz- und Dentinmessungen gebildet wurden (siehe Tab. 11). Dabei ist die Diskrepanz zum Teil beträchtlich. Selbst der niedrigste mit Rinderzähnen bestimmte Haftwert übersteigt den höchsten auf menschlichen Zähnen ermittelten Wert. Nach Lagerung in H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> beträgt der Scherwiderstand am Rinderzahn (21,8 Mpa) in etwa das Dreifache des mit menschlichem Zahnmaterial bestimmten Wertes (6,1 MPa).





**Abbildung 15** Gegenüberstellung der Haftwerte von Komposit-Prüfkörpern auf humanen und bovinen Zähnen (Mittelwerte und Standardabweichung, in MPa; blau = Rinderzähne, grün = humane Zähne)

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion von Material und Methode

#### 5.1.1 Zahnmaterial

Für die Versuche wurden 100 frisch gewonnene Rinderzähne sowie 100 frisch extrahierte dritte Molaren verwendet. Es kamen nur kariesfreie Zähne zur Anwendung, da die Haftkraft von selbstkonditionierenden Adhäsiven an kariös verändertem Dentin geringer ist als an gesundem Dentin (YOSHIYAMA et al. 2000, YOSHIYAMA et al. 2002). Für die vorliegende Untersuchung wurden bovine und humane Zähne herangezogen, da Scherfestigkeitsuntersuchungen in den unterschiedlichen Laboratorien sowohl an bovinem als auch an humanem Zahnmaterial stattfinden (TITLEY et al. 1998). Die Haftwerte boviner und humaner Zahnmaterialien unterscheiden sich voneinander (NAKAMICHI et al. 1983). Auch LOPES et al. (2003) stellten fest, dass die Ergebnisse der Haftfestigkeitsuntersuchungen an Rinderzähnen nicht immer mit denen an humanen Zähnen gleichgesetzt werden können.

Die Testzähne wurden, soweit es möglich war, direkt nach der Extraktion gereinigt und ohne längere Zwischenlagerung auf die fünf Lagerungsmedien verteilt, in denen sie 60 Tage aufbewahrt wurden. Somit wurde direkt nach der Entnahme mit der Versuchsdurchführung begonnen, da der Zeitraum zwischen der Zahnextraktion und der weiteren Bearbeitung der Zähne Einfluss auf die Dentinhaftfestigkeit hat (CAUSTON und JOHNSON 1979, MITCHEM und GRONAS 1986). Zähne, die direkt nach der Extraktion Haftfestigkeitsmessungen unterzogen wurden, zeigen eine geringere Haftung zum Dentin als Zähne, die vor der Versuchsdurchführung einige Tage gelagert wurden (NAKAMICHI et al. 1983). In der Studie von NAKAMICHI et al. (1983) wurde das Dentin allerdings mit Phosphorsäure vorbehandelt und es kamen Zähne zur Anwendung, die nur wenige Tage zuvor extrahiert worden waren. Die Autoren vermuteten, dass die

Degeneration der Odontoblastenfortsätze bei älteren Zähnen es dem Haftvermittler erlaubte, tiefer in das Dentin einzudringen, und dadurch stärkere Haftkräfte resultierten.

In einer Studie von CAUSTON und JOHNSON (1979) konnte dagegen eine Abnahme der Scherfestigkeit von Zähnen beobachtet werden, die sechs Monate lang vor den Haftfestigkeitsuntersuchungen gelagert worden waren. Die Autoren machten dafür Veränderungen im Dentin verantwortlich. Durch den Zerfall der Zellen und Proteine komme es mit zunehmendem Lagerungszeitraum zu einer Änderung des Verhältnisses zwischen mineralischen und organischen Anteilen. Die Abnahme der Haftwerte könnte jedoch auch im stärkeren Ausstrom von Dentinliquor aus den Dentinkanälchen freigelegten Dentins frisch extrahierter Zähne begründet sein (KIMURA et al. 1985).

### **5.1.2 Präparation der Schmelz- und Dentintestflächen**

Die Probenkörper wurden, wie unter Punkt 3.2.1 geschildert, gemäß der in ISO/TS 11405:2003 beschriebenen Vorgehensweise, hergestellt. Vor dem Schmelz- und Dentinschliff wurden die Wurzeln der Rinderzähne mit einer wassergekühlten Bandsäge abgetrennt, da das Wurzel-dentin für Dentinhaftfestigkeitsmessungen nicht geeignet ist (SCHILKE et al. 1999). SCHILKE et al. (1999) konnten in Scherfestigkeitsmessungen zeigen, dass signifikante Unterschiede zwischen dem Wurzel- und Kronendentin von Rinderzähnen sowie zwischen dem Wurzel-dentin von Rinderzähnen und dem Kronendentin von menschlichen Zähnen bestehen.

Es wurden bei Rinderzähnen die bukkalen Zahnflächen und bei humanen Zähnen die approximalen oder bukkalen Zahnflächen zur Freilegung der Schmelz- und Dentinareale bevorzugt. Das Beschleifen der okklusalen Zahnflächen wurde vermieden, da es niedrigere Haftwerte als bukkales oder proximales Dentin ergibt (CAUSTON 1987, ØILO und OLSSON 1990). ØILO

und OLSSON (1990) konnten mit der gleichen Testmethode an den bukkalen Zahnflächen 20-50% höhere Haftwerte erzielen als an den okklusalen Zahnflächen. OLSSON et al. (1993) untersuchten in einer anderen Studie die Struktur von oberflächlichem, zentralem und tiefem Dentin. Die geringsten strukturellen Schwankungen zeigten sich im oberflächlichen Dentin bukkaler Zahnflächen. Okklusale Zahnflächen wiesen, im Vergleich zu bukkalen Zahnflächen, eine größere Anzahl und einen größeren Durchmesser eröffneter Dentintubuli auf.

Bei der Herstellung der Probekörper wurde versucht, die oberflächlichen oder mitteltiefen Dentinareale frei zu schleifen, da die Haftung am Rinderdentin mit zunehmender Tiefe beträchtlich abnimmt (NAKAMICHI et al. 1983, CAUSTON 1984, STANFORD et al. 1985, MITCHEM und GRONAS 1986, TAO und PASHLEY 1988). SHONO et al. (1999) untersuchten die Haftung von selbst-konditionierenden Adhäsiven am Dentin und konnten ebenfalls eine geringere Haftung an pulpanahem Dentin nachweisen. Die Zunahme der Anzahl und Größe der Dentintubuli in pulpanahen Bereichen (KETTERL 1961, OLSSON et al. 1993) hat signifikanten Einfluss auf die Haftwerte (CAUSTON 1984, MITCHEM und GRONAS 1986, SUZUKI und FINGER 1988). Rinderschmelz und die oberflächlichen Dentinareale von Rinderzähnen sind daher für Scherfestigkeitsmessungen besser geeignet (NAKAMICHI et al. 1983).

Zunächst wurden die Schmelz- bzw. Dentinflächen mit Hilfe einer rotierenden Sandpapierscheibe der Körnung 80 freigelegt. Anschließend erfolgte ein Feinschliff mit der Körnung 500, da die Oberflächenrauigkeit Einfluss auf die Haftung von selbstätzenden Systemen haben kann (SEMERARO et al. 2006, YIU et al. 2008). Demnach beeinflussen unterschiedlich grobe Präparations-instrumente die Dicke der Schmierschicht, welche wiederum die Haftwerte beeinträchtigt (OGATA et al. 2002). Selbstätzende Adhäsive können bei Verwendung einer feineren Körnung höhere Haftkräfte entwickeln (ERMIS et al. 2008). Die höchsten

Haftwerte werden mit einer Körnung von 600 erzielt (OGATA et al. 2002, YIU et al. 2008).

Die Lagerung für kurze Zeiträume zwischen den Versuchsreihen erfolgte wie in den meisten Studien in Leitungswasser (PEREIRA et al. 1998, SUNG et al. 2002, LEE et al. 2003, TOLEDANO et al. 2003, HÜRMÜZLÜ et al. 2007).

### **5.1.3 Adhäsivsystem und Komposit**

In der vorliegenden Studie kam das selbstkonditionierende Adhäsivsystem Contax® (DMG, Hamburg) zur Anwendung. Es handelt sich dabei um ein modernes selbstkonditionierendes Zwei-Schritt-Adhäsiv, das seit 2002 auf dem Markt ist. Da die Verwendung der vereinfachten Self-Etch-Adhäsive steigt, sind Studien hinsichtlich der Lagerung der Versuchszähne vor den Scherfestigkeitsmessungen notwendig. Als Füllungsmaterial wurde das lichthärtende Feinhybridkomposit Ecusit®-Composite des gleichen Herstellers verwendet. Das verwendete Adhäsivsystem wurde streng nach Herstellerangaben appliziert. Um optimale Ergebnisse zu erzielen, ist die korrekte Verarbeitung des Präparates entscheidend (BLUNCK 2003). Durch die Verwendung desselben Adhäsivsystems und Füllungsmaterials konnte ein Einfluss unterschiedlicher Bondingsysteme und Komposite auf die Verbundfestigkeit vermieden werden. Andernfalls kann die Verwendung unterschiedlicher Adhäsivsysteme signifikante Unterschiede der Haftwerte hervorrufen (NAUGHTON und LATTA 2005).

Die Verwendung eines bestimmten Adhäsivsystems mit zugehörigem Komposit hat jedoch auch zur Folge, dass die Ergebnisse zunächst nur auf dieses System bezogen werden können. Verallgemeinerungen sind nur mit Zurückhaltung statthaft und sollten durch entsprechende Studien mit anderen selbstkonditionierenden Adhäsivsystemen untermauert werden.

Die Applikation des Kunststoffes wurde immer von der gleichen Person durchgeführt, da sich die Haftwerte bei verschiedenen Anwendern unterscheiden können. Hierzu veröffentlichten CIUCCI et al. (1997) eine Untersuchung. Sie ließen 92 niedergelassene Zahnärzte Kompositzylinder auf vorbereitete Rinderdentinflächen mit 9 verschiedenen Adhäsivsystemen befestigen. Dabei ergaben sich große Streuungen in den Haftwerten für die einzelnen Adhäsivsysteme in Abhängigkeit vom Versuchsteilnehmer. In der vorliegenden Studie wurden die Probekörper erst nach 24-stündiger Wasserlagerung bei 37°C den Scherfestigkeitsmessungen unterzogen, da der Einfluss der kurzzeitigen Wasserlagerung auf die Haftung zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz miteinbezogen werden sollte. Zahlreiche In-vitro-Studien lagern Versuchszähne kurzzeitig bei 37°C in Wasser, um einerseits die intraoralen Verhältnisse zu simulieren und andererseits die Probekörper einer künstlichen Alterung zu unterziehen. NAUGHTON und LATTA (2005) konnten keine Abnahme der Scherfestigkeit nach 24-stündiger Wasserlagerung feststellen.

#### **5.1.4 Messung der Haftfestigkeit**

Die Überprüfung der Haftfestigkeit von Adhäsivsystemen an der Zahnhartsubstanz kann nach verschiedenen Methoden erfolgen. Der Zug- und Scherversuch sind die am häufigsten angewendeten Prüfmethoden (ØILO 1993, KONNO et al. 2003). Beim Zugversuch findet die Krafteinleitung senkrecht zur Klebefläche statt (ØILO 1993). Zugbelastungen, die senkrecht zur Zahnoberfläche wirken, sind schwierig zu erzeugen (WATANABE und NAKABAYASHIE 1994). Die Herstellung der Probekörper ist schwieriger als bei Scherversuchen (WATANABE und NAKABAYASHIE 1994). Die Haftkraft von Zementen wurde seit langer Zeit mit Hilfe von Scherversuchen ermittelt, weshalb Zugversuche von einigen Autoren nicht gleichermaßen anerkannt werden (WATANABE und NAKABAYASHIE 1994). Es hat sich gezeigt, dass die Belastungsverteilung in Zugversuchen ungleichmäßig erfolgt (VAN NOORT et al. 1989, VAN NOORT 1991).

Hingegen kommen, wie in der vorliegenden Arbeit, häufig Scherfestigkeitsversuche an Kompositzylindern zur Anwendung, die mit einem Adhäsivsystem befestigt wurden (TRIOLO und SWIFT 1992, TRIOLO et al. 1995, FRITZ et al. 1996, BLUNCK 2003, LEE et al. 2007). Die Kraftübertragung erfolgt über eine Abschervorrichtung parallel zur Klebefläche (ØILO 1993). Obwohl dieses Abscherverfahren bei In-vitro-Untersuchungen oft angewendet wird (AL-SALEHI und BURKE 1997), steht es seit mehreren Jahren wiederholt in der Kritik (VAN NOORT et al. 1989, VAN NOORT et al. 1991, DRUMMOND et al. 1996, VERSLUIS et al. 1997, UNTERBRINK und LIEBENBERG 1999). Nachteilig bei dieser Prüfmethode ist, dass nicht-uniforme Belastungsspitzen und Kerbspannungen auftreten, die ab einer bestimmten Belastung von einer Scherhaftung in eine „Schälhaftung“ übergehen, und kohäsive Frakturen in der Zahnhartsubstanz die auftretenden Frakturmodi dominieren (VAN NOORT et al. 1989, HALLER et al. 1991, VAN NOORT et al. 1991, VERSLUIS et al. 1997). In der vorliegenden Arbeit konnten diese Dentin- oder Schmelzausrisse im Verlauf der durchgeführten Scherhaftmessungen vor allem bei Rinderzähnen beobachtet werden. Kohäsive Frakturen im Dentin oder Schmelz weisen darauf hin, dass das Adhäsiv so starke Haftfestigkeiten erreicht hat, dass bei Belastung eher Dentin bzw. Schmelz frakturieren (ØILO 1993). Schmelz- und Dentinrisse treten meist bei Haftkräften über 15 MPa auf.

Ein Vorteil des Scherversuches ist seine einfache Durchführung (ØILO 1993, PASHLEY et al. 1995) Es hat sich gezeigt, dass diese Testmethode ein adäquates und gültiges Verfahren für die Beurteilung und den In-vitro-Vergleich von verschiedenen Bondingsystemen darstellt (FOWLER et al. 1992, WATANABE und NAKABAYASHI 1994, CARDOSO et al. 1998). Auch MITCHEM und GRONAS (1986) vertreten die Meinung, dass Scherversuche sich als reproduzierbare Testmethode bewährt haben, um neue Bondingsysteme zu untersuchen.

## **5.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **5.2.1 Vergleich der Effekte bei humanen und bovinen Zahnproben**

In der vorliegenden Untersuchung wurde der Einfluss des Lagerungsmediums von Zähnen auf die Scherhaftfestigkeitswerte eines mittels Self-Etch-Verfahren applizierten Komposites an humanen und bovinen Schmelz- und Dentinflächen untersucht. Die Lagerung fand für 60 Tage vor der adhäsiven Befestigung des Komposites statt. Es konnte festgestellt werden, dass die Scherfestigkeitshafte auf humanen Zähnen durch die Aufbewahrung in verschiedenen Lagerungsmedien signifikant beeinflusst werden. Im Gegensatz dazu werden die Haftwerte boviner Zähne nicht durch die verwendeten Lagerungsmedien beeinträchtigt. Außerdem wurde nachgewiesen, dass dieses Ergebnis weder bei bovinen noch bei humanen Zähnen vom involvierten Zahnsubstrat (Schmelz oder Dentin) abhängt.

TITLEY et al. (1998) und LEE et al. (2007) konnten dagegen einen signifikanten Einfluss des Lagerungsmediums auf die Haftwerte bei bovinen Zähnen nachweisen. In der Literatur wird der signifikante Einfluss des Lagerungsmediums auf die Haftwerte bei humanen Zähnen bestätigt (GOODIS et al. 1993, ZHENG et al. 2005). Als Gründe für den unterschiedlichen Einfluss des Lagerungsmediums auf humane und bovine Zahnhartsubstanzen können deren andersartige Zusammensetzung und unterschiedliche Morphologie verantwortlich gemacht werden (ØILO 1993).

Bei Verwendung boviner Zähne wurden in der vorliegenden Studie relativ hohe Haftwerte gemessen, und abhängig von der Höhe der Haftwerte häufig kohäsive Frakturflächen der Zahnhartsubstanzen beobachtet. Im Vergleich dazu führte die Verwendung humaner Zähne bei allen Lagerungsmedien zu deutlich schlechteren Ergebnissen. Aufgrund der reduzierten Haftwerte traten fast keine Schmelz- und Dentinrisse auf. Während Rinderzähne mittlere Scherfestigkeitswerte zwischen 15 und 23 MPa erreichten, erzielten



humane Zähne nur Mittelwerte zwischen 5 und 17 MPa. Einzelmessungen boviner Zähne lagen sogar in der Nähe von 35 MPa.

Die stark reduzierten Haftwerte humaner Zähne können auf die unterschiedliche Anatomie und Zusammensetzung von humanem und bovinem Zahnmaterial zurückgeführt werden. Obwohl einige Autoren äußern, dass humanes und bovines Zahnmaterial sich nicht signifikant unterscheiden (OESTERLE et al. 1998, REIS et al. 2004), findet man in der Literatur auch gegenteilige Beobachtungen. Rinderschmelz und Rinderdentin zeichnen sich durch eine höhere Porosität im Vergleich zu humanen Zähnen aus (FEATHERSTONE und MELLBERG 1981, EDMUNDS et al. 1988, FLIM und ARENDS 1992, REEVES et al. 1995). Rinderdentin weist größere Dentintubuli auf als humane Zähne (REEVES et al. 1995). Die höheren Haftwerte boviner Zähne könnten durch den geringeren Mineralgehalt und der höheren Konzentration an Karbonaten erklärt werden (LOPES et al. 2003). Dadurch sind sie anfälliger gegenüber sauren Lösungen, d.h. die Auflösung von Schmelzkristallen, die Öffnung der Dentintubuli und die Demineralisation von inter- und intratubulärem Dentin laufen bei Rinderzähnen in der gleichen Zeitspanne ausgeprägter ab als bei humanen Zähnen (LOPES et al. 2003). Möglicherweise kann das Adhäsivsystem, aufgrund des größeren Durchmessers und der größeren Anzahl an Dentintubuli, einfacher in demineralisiertes Rinderdentin eindringen (LOPES et al. 2003). Die entstehenden längeren und dickeren Tags könnten höhere Haftwerte in Scherversuchen zur Folge haben (LOPES et al. 2003).

Für die vorliegende Arbeit kann außerdem spekuliert werden, ob die aufgrund der größeren Fläche des Rinderzahns einfacher durchzuführende Applikation des Haftvermittlers für die höheren Haftwerte an bovinen Zähne mitverantwortlich sein kann. Schließlich weisen nicht in die Mundhöhle durchgebrochene dritte Molaren eine viel höhere Permeabilität und Feuchtigkeit auf als durchgebrochene Zähne (PASHLEY et al. 1995). Sie werden häufig in Haftfestigkeitsuntersuchungen verwendet. Auch in der vorliegenden Studie kamen teilweise nicht durchgebrochene dritte Molaren

zur Anwendung.

Zudem könnte vermutet werden, dass die zum experimentellen Handling erforderliche Einbettung der humanen Zähne einen negativen Einfluss auf die Haftwerte haben mag. Laut PASHLEY et al. (1995) sollte bei der Einbettung beachtet werden, dass sich die Dentinoberflächen immer oberhalb der Einbettmasse befänden. Dadurch werde vermieden, dass während der Freilegung der Schmelz- und Dentinareale die Zahnflächen mit Einbettmasse beschmutzt werden. Diese Methode der Einbettung wurde in der vorliegenden Untersuchung nicht durchgeführt. Es kann außerdem zu einer Verunreinigung der Zahnflächen durch aus dem Einbettmaterial austretende Substanzen kommen (PASHLEY et al. 1995). Viele eingebettete Probekörper besitzen zudem relativ trockene Pulpenkammern. Dementsprechend ist es möglich, dass ein Gefälle im Wassergehalt des Dentins vorliegt, selbst wenn die Proben in Wasser gelagert sind, was in Abhängigkeit des verwendeten Bondingsystems zu einer höheren oder niedrigeren Haftung führen kann (PASHLEY et al. 1995). In Zugversuchen wurde bestätigt, dass sich in Epoxidharz eingebettetes Dentin, aufgrund von Oberflächenveränderungen durch das Einbettmaterial, von frischem Dentin unterscheidet (KIYOMURA 1987, KUDOU et al. 1989).

In einer Studie von LOPES et al. (2003) wurde mittels Scherfestigkeitsmessungen bovines und humanes Zahnmaterial miteinander verglichen, wobei zwei verschiedene Adhäsivsysteme mit unterschiedlichen Haftungsmechanismen verwendet wurden. Die Autoren konnten bei Verwendung von Scotchbond Multi-Purpose ebenfalls, wie in der vorliegenden Arbeit, geringere Haftwerte an humanem Dentin feststellen. Das andere Adhäsivsystem, Clearfil Liner Bond 2V, zeigte dagegen keine signifikanten Haftfestigkeitsunterschiede zwischen humanen und bovinen Zähnen. LOPES et al. (2003) kamen daher zu dem Ergebnis, dass die Unterschiede in den Haftfestigkeiten humaner und boviner Zähne auch von dem jeweiligen verwendeten Adhäsivsystem abhängen. Somit könnte in der vorliegenden Studie der unterschiedliche Einfluss des Lagerungsmediums

auf humanes und bovines Zahnmaterial auch von der Verwendung des gewählten Self-Etch-Adhäsives abhängen.

Eine entscheidende Rolle für das Ergebnis eines adhäsiven Verbundes spielt auch die biologische Varianz der Zahnstrukturen (BLUNCK 2003). Die Verwendung von menschlichem und bovinem Zahnmaterial kann eine identische Beschaffenheit der Schmelz- und Dentinflächen, trotz einheitlicher Probenherstellung, nicht gewährleisten. Die zum Teil großen Abweichungen der Haftwerte vom Mittelwert können auf diese Strukturunterschiede zwischen einzelnen Zähnen zurückgeführt werden. OLSSON und ØILO (1993) behaupten ebenfalls, dass es nicht möglich sei, Dentinstrukturen zu standardisieren. Die Haftwerte werden von der Qualität und der Struktur der freigelegten Zahnflächen beeinflusst, die wiederum von dem Alter des Zahnes und dem Zahntyp abhängen sowie von der Anzahl der eröffneten Dentintubuli (ØILO 1993).

In der vorliegenden Arbeit wurden hauptsächlich frisch extrahierte Zähne verwendet. Dennoch liegen keine genauen Angaben über die Postextraktionszeit der verwendeten Zähne sowie das Alter der Patienten vor. Es existieren Studien, die nachweisen konnten, dass die Lagerungsdauer zwischen der Extraktion und der Durchführung der Versuche die Haftwerte beeinträchtigen (CAUSTON und JOHNSON 1979, MITCHEM und GRONAS 1986). Folglich ist es schwierig zu unterscheiden, in welchem Ausmaß die Haftwerte von der Postextraktionszeit oder durch die Lagerungsmedien beeinflusst wurden (STRAWN et al. 1996). Es besteht somit die Möglichkeit, dass Ergebnisse von Haftfestigkeitsmessungen vorliegen, die anhand der Literatur nicht erklärt werden können, die aber durch die Verwendung älterer Zähne entstehen.

## **5.2.2 Einfluss der verschiedenen Lagerungsmedien**

### **5.2.2.1 10%ige Formalinlösung**

Bei Lagerung der Rinderzähne in Formalin wurden relativ hohe Scherfestigkeitswerte gemessen. Es wurden nach dem Abscheren auch kohäsive Frakturen im Rinderschmelz und vor allem im Rinderdentin beobachtet. Auch TITLEY et al. (1998) und GOODIS et al. (1993) stellten, wie in der vorliegenden Arbeit, in ihrer Untersuchung keinen signifikanten Einfluss der zweimonatigen Formalinlagerung auf die Haftfestigkeit von Rinderzähnen fest. Im Vergleich dazu konnte in der vorliegenden Arbeit festgestellt werden, dass die Lagerung von humanen Zähnen in Formalin zu schlechteren Ergebnissen führte. Bei in Formalin gelagerten humanen Zähnen trat nur ein Schmelzriss auf. Dentinrisse wurden nicht beobachtet.

Aldehyde wie Formaldehyd oder Glutaraldehyd werden häufig zur Fixierung von Proteinen bei der Herstellung von mikroskopischen Präparaten verwendet. Die Fixierung beruht auf der Vernetzung von Proteinen durch Methylenbrückenbildung (BOWES und CATER 1965, RICHARDS and KNOWLES 1986, JOHNSON 1985). Laut WATANABE und NAKABAYASHIE (1994) verändern die organischen Bestandteile des Dentins auch nach Lagerung in Formalin und Alkohol ihre Struktur. STRAWN et al. (1996) stellten eine Vernetzung der Kollagenfasern an Zähnen fest, nachdem sie in Formalin gelagert wurden. Nach HALLER et al. (1993) führt die Lagerung in Formalin infolge der Vernetzung von Kollagenfasern und Stabilisierung des Kollagengeflechts zu einem geringeren „Microleakage“ im Vergleich zu frisch extrahierten Zähnen und auch zu einer verbesserten Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Hierdurch können die hohen Haftwerte boviner Zähne in der vorliegenden Studie erklärt werden.

Für die reduzierten Haftwerte an humanen Zähnen, sowohl am Schmelz als auch am Dentin, scheint es keine chemische Erklärung zu geben, denn andere Untersuchungen konnten nachweisen, dass die Lagerung von

humanen Zähnen in 10%iger Formalinlösung im Vergleich zur Lagerung in 0,9%iger Natriumchloridlösung signifikant höhere Haftwerte verursacht (KIMURA et al. 1985, COOLEY und DODGE 1989). Diese Resultate stehen im Kontrast zu den vorliegenden Ergebnissen der humanen Haftwerte. Eine Studie von TOSUN et al. (2007) konnte keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der Scherfestigkeit bei in Formalin oder Thymol gelagerten humanen Zähnen zeigen. Diese Beobachtungen stehen im Einklang mit den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung.

#### **5.2.2.2 0,1%ige Thymollösung**

Die höchsten Scherhaftungsmittelwerte an Schmelz und Dentin resultierten an in 0,1%iger Thymollösung gelagerten Rinderzähnen. Vor allem im Dentin konnten häufig kohäsive Frakturen beobachtet werden. Diese Resultate stehen im Gegensatz zur publizierten Literatur. TITLEY et al. (1998) berichten von niedrigen Haftwerten der in Thymol gelagerten Rinderzähne. In Thymol aufbewahrte humane Zähne erreichten in der vorliegenden Studie dagegen geringere Haftwerte als in Wasser und NaCl und höhere Haftwerte als in Formalin und H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> gelagerten Zähnen. Signifikante Unterschiede ergaben sich zwischen den Haftwerten von in Thymol und Wasser, sowie von Thymol und H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> gelagerten humanen Zähnen. Es konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Haftwerten von in Thymol und in NaCl gelagerten humanen Zähnen festgestellt werden.

Entsprechende Ergebnisse wurden auch in anderen Studien beobachtet (AQUILINO et al. 1987, ZISKIND et al. 2003). Auch RETIEF et al. (1989) konnten geringere Haftwerte an in 0,05%iger Thymollösung gelagerten humanen Zähnen messen, verglichen mit Zähnen, die in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt worden waren. Außerdem unterschieden sich die Haftwerte von in Thymol, NaCl und in Formalin gelagerten Zähnen, wie in der vorliegenden Arbeit, nicht signifikant voneinander. Die Ursache der reduzierten Haftwerte der in Thymol gelagerten humanen Zähne kann darin

liegen, dass phenolische Verbindungen wie Thymol eine Polymerisation von Methylmetacrylaten hemmen (FUJISAWA und KADOMA 1992).

### **5.2.2.3 3%ige H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>-Lösung**

Der adhäsive Verbund an bovinen Zähnen, die zuvor in H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> gelagert wurden, erreichte hohe Scherfestigkeitswerte. Vor allem im Dentin traten kohäsive Frakturen auf. Im Schmelz konnte eine Einzelmessung von über 40 MPa beobachtet werden. Humane Zähne dagegen erzielten die geringsten Haftwerte aller Lagerungsmedien. Sie erreichten teilweise keine klinisch akzeptablen Werte. Die Schmelzwerte erzielten nur Scherfestigkeitsmittelwerte von 6,6 MPa, die Dentinwerte erreichten im Mittel 5,6 MPa.

Die Ergebnisse dieser Studie weisen darauf hin, dass H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> die Haftung von Komposit an humanen Zahnhartsubstanzen störend beeinflusst. Eine stark signifikante Abnahme der Haftkraft konnten auch TORNECK et al. (1990) in ihrer Studie, an in H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> gelagerten bovinen Zähnen, feststellen. Ein direkter Vergleich mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit kann jedoch nicht vorgenommen werden, da die Versuchsdurchführung nicht identisch ist. In der Studie von TORNECK et al. (1990) kam nur Rinderschmelz zur Anwendung und es wurde statt 3%iger H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>-Lösung 35%ige H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>-Lösung verwendet. Sie unterscheidet sich von der vorliegenden Arbeit außerdem durch die nur kurzzeitige Lagerung in H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> sowie die Konditionierung der Schmelzflächen mit 37%iger Phosphorsäure. Nach elektronenmikroskopischer Untersuchung der Bruchflächen konnten die Autoren beweisen, dass der Bruch hauptsächlich an der Grenzfläche zwischen Kunststoff und Schmelz stattfand. Er wurde verursacht durch Areale, in denen sich der Kunststoff mit dem Schmelz nicht verbunden hatte. Des Weiteren konnten an der Grenzfläche Veränderungen in der Qualität des Kunststoffes beobachtet werden. Die Autoren vermuteten, dass diese Veränderungen durch die Anwesenheit von rückständigen Peroxiden oder durch an Peroxide gebundene Stoffe auf oder nahe der Schmelzoberfläche

verursacht wurden.  $H_2O_2$  wird jedoch häufig nach der Präparation in der Füllungstherapie zur Kavitätenreinigung verwendet. Um eventuelle negative Einflüsse auf die Haftung von Kompositen am Schmelz und Dentin zu vermeiden, sollte bei Verwendung des Self-Etch-Adhäsives Contax<sup>®</sup> mithin von der Vorbehandlung mit  $H_2O_2$  Abstand genommen werden.

#### **5.2.2.4 Wasser**

Überraschend war die entsprechend des Einflusses der Lagerungsmedien erstellten unterschiedlichen Haftfestigkeits-Rangfolgen der humanen bzw. der bovinen Zähne. Dies betrifft insbesondere die Beurteilung der Scherkraftwiderstände nach Lagerung in Wasser. Die Haftwerte der in Wasser gelagerten Rinderzähne erzielten im Vergleich zu den in anderen Medien gelagerten Rinderzähnen niedrigere Scherfestigkeiten. In Wasser gelagerte humane Zähne hingegen erreichten die höchsten Werte aller humanen Zähne. Sie erreichten Einzelwerte von über 20 MPa, und es konnten Schmelz- und Dentinrisse beobachtet werden. Diese Resultate können anhand der publizierten Literatur nicht erklärt werden, so dass sie auf das verwendete Adhäsivsystem bezogen werden müssen.

#### **5.2.2.5 0,9%ige NaCl-Lösung**

Das Komposit-Adhäsivsystem erreichte an Rinderzähnen, die in NaCl gelagert wurden, relativ geringe Haftwerte. Humane Zähne dagegen erzielten neben den in Wasser gelagerten Zähnen die höchsten Scherfestigkeiten. Diese Ergebnisse können mit denen von GOODIS et al. (1993) verglichen werden, welche höhere Haftfestigkeiten dritter Molaren nach Lagerung in NaCl nachwiesen. Salzablagerungen im Dentin werden für den Anstieg der Haftwerte verantwortlich gemacht (GOODIS et al. 1993). Die geringeren Haftwerte von Rinderzähnen, die in NaCl gelagert wurden, konnten auch in anderen Untersuchungen beobachtet werden (LEE et al. 2007). Eventuell können Reste dieses Lagerungsmediums die Haftfestigkeit

boviner Zähne negativ beeinflussen (LEE et al. 2007). Andere Autoren dagegen berichten über die Verringerung des peritubulären Dentins und die Abnahme des Calcium- und Phosphatanteils nach Lagerung in NaCl, Formalin und Ethanol (LOWE et al. 1994).

### **5.3 Schlussfolgerungen**

Die Arbeit dokumentiert, dass das Ergebnis von Scherkraft-Studien über Adhäsivsysteme von dem Medium abhängt, in welchem die Versuchszähne vor Untersuchungsbeginn gelagert wurden. Adhäsive Verbindungen zu Schmelz oder Dentin werden vom Lagerungsmedium in gleicher Weise beeinflusst. Eine generelle Aussage über die Auswirkung der Lagerung ist jedoch nicht möglich, da der Effekt der Lagerungsmedien bei humanen oder bovinen Zähnen unterschiedlich ist. Schließlich ist zu betonen, dass die gefundenen Einwirkungen nur auf das verwendete Adhäsivsystem bezogen werden können, obgleich durchaus Anhaltspunkte für entsprechende Variabilitäten auch bei anderen Systemen angenommen werden können.

Diese Studie bestätigt somit für die Verwendung extrahierter menschlicher Zähne die ihr zugrunde liegende Hypothese, dass das Lagerungsmedium einen signifikanten Einfluss auf die Scherfestigkeit eines nachfolgend mittels Self-Etch-Verfahren erstellten Zahn-Komposit-Verbundes ausübt. Für Rinderzähne konnte diese Hypothese nicht bestätigt werden.



## 6 Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden methodenorientierten In-vitro-Studie war es, den Einfluss des Lagerungsmediums auf die Scherfestigkeitswerte von mittels Self-Etch-Verfahren applizierten Kompositen an humanen und bovinen Schmelz- und Dentinflächen zu untersuchen.

Dazu wurden 100 Rinderzähne und 100 extrahierte dritte Molaren nach der Entnahme in Leitungswasser kühl gelagert, gereinigt und anschließend randomisiert auf jeweils 4\*5 Gruppen (Substrat Schmelz bzw. Dentin; Zahnart human bzw. bovin; 5 Lagerungsmedien) à 10 Probekörper verteilt. Es handelte sich um folgende Lagerungsmedien: Leitungswasser, 0,9%ige Natriumchloridlösung, 0,1%ige Thymollösung, 10%ige Formalinlösung und 3%ige H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>-Lösung. Nach einer Lagerungsdauer von 60 Tagen in den jeweiligen Lösungen wurden mit Hilfe einer Schleifmaschine Schmelz- und Dentinschliffflächen hergestellt. Anschließend wurden an diesen Zahnoberflächen mittels eines Self-Etch-Adhäsives standardisierte Kompositaufbauten befestigt. Als Haftvermittler kam das Zwei-Schritt-Adhäsiv-System Contax<sup>®</sup> zum Einsatz, das verwendete lichthärtende Komposit war Ecusit<sup>®</sup>-Composite (DMG, Hamburg, Deutschland). Nach 24 Stunden Wasserlagerung bei 37°C wurde die Scherhaftfestigkeit der adhäsiv befestigten Kompositproben in einer Universalprüfmaschine (Zwick Z010, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) gemessen. Zur statistischen Auswertung wurden mehrfaktorielle und einfaktorielle Varianzanalysen (ANOVA) sowie t-Tests herangezogen.

Die statistische Auswertung der Messwerte konnte einen signifikanten Einfluss des Lagerungsmediums auf die Scherfestigkeitswerte beweisen. Allerdings zeigten die Ergebnisse, dass nur die Haftwerte an humanen Zähnen durch die verwendeten Lagerungsmedien signifikant beeinflusst wurden ( $p < 0,001$ ). Die Lagerungsmedien beeinflussten nicht die Scherfestigkeitswerte an bovinen Zähnen. Bovine Zähne wiesen demnach,

im Vergleich zu humanen Zähnen, keine signifikanten Unterschiede der Haftwerte in Abhängigkeit von den einzelnen Lagerungsmedien auf.

Signifikante Unterschiede zwischen den Scherfestigkeiten an humanen Zähnen konnten bezüglich der Lagerungsmedien Wasser und Thymol, Wasser und Formalin, Wasser und  $H_2O_2$ , NaCl und Formalin, NaCl und  $H_2O_2$  sowie zwischen Thymol und  $H_2O_2$  festgestellt werden. Außerdem zeigten die Ergebnisse, dass die verwendeten Lagerungsmedien keinen signifikanten Einfluss auf die Haftwerte an unterschiedlichen Substraten (Schmelz bzw. Dentin) haben. Überraschend waren die niedrigen Haftwerte an humanen Zähnen, die deutlich unter denen an bovinen Zähnen lagen und teilweise im klinisch insuffizienten Bereich blieben. Bei bovinen Zähnen nahm die Höhe der Haftwerte in Abhängigkeit des verwendeten Lagerungsmediums folgendermaßen ab: Thymol,  $H_2O_2$ , Formalin, NaCl, Wasser. Humane Zähne erzielten dagegen eine gegensätzliche Haftfestigkeits-Reihung: Wasser, NaCl, Thymol, Formalin,  $H_2O_2$ .

Aus der Untersuchung kann gefolgert werden, dass das Lagerungsmedium einen entscheidenden Einfluss auf die Höhe der Haftwerte von an humanem Zahnmaterial befestigten Kompositen hat. Deshalb sollte sorgfältig abgewogen werden, in welchem Lagerungsmedium Versuchszähne vor Haftfestigkeitsuntersuchungen aufbewahrt werden. Über eine Standardisierung der Lagerungsmedien sollte nachgedacht werden, da sie einerseits die Steuerung von Versuchsergebnissen erschweren würde und andererseits auch den Vergleich von Ergebnissen verschiedener Studien wie auch von Untersuchungen verschiedener Adhäsivsysteme fördern könnte.

## 7 Literaturverzeichnis

Addy M, Mostafa P (1988) Dentin hypersensitivity. I. Effects produced by the uptake in vitro of metal ions, flouride and formaldehyde on to dentine. J Oral Rehab 15:575-585

Alhabashy 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 6:123-126

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

Aquilino SA, Williams VD, Svare CW (1987) The effects of storage solutions and mounting media on the bond strengths of a dentinal adhesive to dentin. Dent Mater 3:131-135

Barakat MM, Powers JM (1986) In vitro bond strengths of cements to treated teeth. Aust Dent J 31:415-419

Barkmeier WW, Cooley RL (1989) Resin adhesive systems: in vitro evaluation of dentin bond strength and marginal microleakage. J Esthet Dent 1:67-72

Barkmeier WW, Gwinnett AJ, Shaffer SE (1987) Effects of reduced acid concentration and etching time on bond strength and enamel morphology. J Clin Orthodont 21:395-398

Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ (1986) Effects of 15 vs. 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. Oper Dent 11:111-116

Blunck U (2003) Marktübersicht Adhäsivsysteme. Zahn Prax 6:424-449

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

Bowen RL (1965) Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues.

II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. J Dent Res 44:895-902

Bowes JH, Cater CW (1965) Crosslinking of collagen. J Appl Chem 15:296-304

Boyde A (1984) Air polishing effects on enamel, dentine, cement and bone. Br Dent J 156:287-291

Brannstrom M, Coli P, Blixt M (1992) Effect of tooth storage and cavity cleansing on cervical gap formation in Class 11 glass ionomer/composite restorations. Dent Mater 8:327-331

Brunton PA, Cowan AJ, Wilson MA, Wilson NH (1999) A three-year evaluation of restorations placed with a smear layer-mediated dental bonding agent in non-carious cervical lesions. J Adhes Dent 1:333-41

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

Burke FJ (2004) What's new in dentine bonding? Self-etch adhesives. Dent Update 31:580-582, 584-586, 588-589

Burrow MF, Sano H, Nakajima M, Harada N, Tagami J (1996) Bond strength to crown and root dentin. Am J Dent 9:223-229

Byström A, Sundqvist G (1983) Bacteriologic evaluation of the effect of 0.5 percent sodium hypochlorite in endodontic therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 55:307-312

Camargo MA, Marques MM, de Cara AA (2008) Morphological analysis of human and bovine dentine by scanning electron microscope investigation. *J Oral Maxillofac Surg* 53:105-108

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

Cardoso PE, Meloncini MA, Placido E, Lima Jde O, Tavares AU (2003) Influence of the substrate and load application method on the shear bond strength of two adhesive systems. *Operative dentistry* 28:388-394

Causton BE (1984) Improved bonding of composite restorative to dentine. *Br Dent J* 156:93-95

Causton BE (1987) In vitro assessment of dentin bonding agents. In: *Today's Dentist. Proceedings of international symposium on adhesion, its theory and practice in restorative dentistry, special edition*. London: Current Medical Literature Ltd., 18-27

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

Chiba Y, Rikuta A, Yasuda G, Yamamoto A, Takamizawa T, Kurokawa H, Ando S, Miyazaki M (2006) Influence of moisture conditions on dentin bond strength of single-step self-etch adhesive systems. *J Oral Sci* 48:131-137

Christensen GJ (1998) Amalgam vs. composite resin. J Am Dent Assoc 129:1757-1759

Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Roh S (1997) The battle of the bonds 1995. Schweiz Monatsschr Zahnmed 107:37-39

Clinicians' Guide to Dental Products & Techniques (2002) Adhesives, do high shear bond numbers equal clinical success? Newsletter 26:1-3

Cooley RL, Dodge WW (1989) Bond strength of three dentinal adhesives on recently extracted versus aged teeth. Quintessence Int 20:523-516

Davis EL, Joynt RB, Wieczkowski G, Laura JC (1989) Bond durability between dentinal bonding agents and tooth structure. J Prosthet Dent 62:253-256

De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S (2003) Microtensile bond strength of one-and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. Am J Dent 16:414-420

Dipple HW, Borggreven JPM, Hoppenbrouwers PMM (1984) Morphology and permeability of the dentinal smear layer. J Prosthet Dent 52:657-662

Douglas WH (1989) Clinical status of dentine bonding agents. J Dent 17:209-215

Droschl HH, Wendl B (2007) Comparison of bond strength using various fixation methods. World J Orthod 8:153-156

Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD (1996) Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. J Biomed Mater Res 32:533-41

Edmunds DH, Whittaker DK, Green RM (1988) Suitability of human, bovine, equine and ovine tooth enamel for studies of artificial bacterial carious lesions. *Caries Res* 22:327-336

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 microscope. *J Dent Res* 49:1359-1368

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

Ernst CP (2004) Selbstkonditionierende Adhäsive: Positionierung, Indikationen, Kontraindikationen, Vor- und Nachteile. *Magazin für Zahnheilkunde, Management und Kultur* 20:6-27

Ernst CP (2005) Was für ein Adhäsiv braucht man eigentlich? *Aesthetische Zahnmedizin* 2:43-49

Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2008) Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater* 24:978-985

Fabianelli A, Kugel G, Ferrari M (2003) Efficacy of self-etching primer on sealing margins of Class II restorations. *Am J Dent* 16:37-41

Featherstone JD, Mellberg JR (1981) Relative rates of progress of artificial lesions in bovine, ovine and human enamel. *Caries Res* 15:109-114

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

Flim GJ, Arends J (1992) Diffusion of  $^{45}\text{Ca}$  in bovine enamel. J Dent Res 71:913-919

Fogel HM, Marshall FJ, Pashley DH (1988) Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. J Dent Res 67:1381-1385

Fotos PG, Diaz-Arnold AM, Williams VD (1990) The effect of microbial contamination and pH changes in storage solutions during in vitro assays of bonding agents. Dent Mater 6:154-157

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

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

Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A (1999) Fatigue behavior of different dentin adhesives. Clin Oral Investig 3:11-17

Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Kramer N, Petschelt A (2004) The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. J Biomed Mater Res 15;69B(1):25-32

Frey O (2000) Creating a reliable bond. An all-in-one system. Am J Dent 13:85D-87D

Füssle R, Willems R. Antiinfektiva. In: Estler CJ, Schmidt H. Pharmakologie und Toxikologie - Für Studium und Praxis. 6. Aufl., Schattauer, Stuttgart 2007:890

Fujisawa S, Kadoma Y (1992) Effect of phenolic compounds on the polymerization of methyl methacrylate. Dent Mater 8:324-326



Garcia RN, de Goes MF, Giannini M (2007) Effect of water storage on bond strength of self-etching adhesives to dentin. *J Contemp Dent Pract* 8:46-53

Goodis HE, Marshall GW Jr, White JM (1991) The effects of storage after extraction of the teeth on human dentine permeability in vitro. *Arch Oral Biol* 36:561-566

Goodis HE, Marshall GW Jr, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ (1993) Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater* 9:79-84

Greenhill JD, Pashley DH (1981) The effects of desensitizing agents on hydraulic conductance of human dentin in vitro. *J Dent Res* 60:686-698

Gwinnett AJ (1988) Aluminium oxalate for dentin bonding. *Am J Dent* 1:5-8

Haller B (2000) Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent* 13:44-50

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

Haller B, Blunck U (2003) Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 93:808-818

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

Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfannkuch A (1993) Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. *Dtsch Zahnärztl Z* 48:100-104

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

Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B (1999) Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent* 24:172-180

Hellwig E, Klimek J, Attin TH, Einführung in die Zahnerhaltung, 4. Aufl., Urban und Fischer, München 2007: 7, 163, 165, 172-174, 349, 486

Hürmüzlü F, Ozdemir AK, Hubbezoglu I, Coskun A, Siso SH (2007) Bond strength of adhesives to dentin involving total and self-etch adhesives. *Quintessence Int* 38:206-212

Inokoshi S, Hosoda H, Harnirattisai C, Shimada Y (1993) Interfacial structure between dentin and seven dentin bonding systems revealed using argon ion beam etching. *Oper Dent* 18:8-16

ISO/TR106/Subcommittee 1.CD TR 11405 - Guidance on testing of adhesion to tooth structure. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland

Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B (2001b) Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 3:137-245

Jendresen MD, Glantz PO, Baier RE (1981) Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. An in-vivo study. *Acta Odontol Scand* 39:47-53

Johnson TJA (1985) Aldehyde fixatives: quantification of acid-producing reactions. *J Electron Microsc Tech* 2:129-138

Jørgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E (1985) Composite wall-to-wall-polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *Scand J Dent Res* 93:276-279

Kanca J (1991) A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin-enamel conditioner. *Quintessence Int* 22:285-90

Kanca J (1996) Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent* 9:273-6.

Kaplan AE, Ubios AM, Beigelis AA (1996) Suitability of different substrates for reliable bond strength tests. *Acta Odontol Latinoam* 9:3-12

Kimura S (1984) Studies on the influence of various conditions of dentin on bonding of composite resin. *Jap J Conserv Dent* 27:496-515

Kimura S, Shimizu T, Fujii B (1985) Influence of dentin on bonding of composite resin. Part 1. Effect of fresh dentin and storage conditions. *Dent Mater J* 4:68-80

Kiyomura M (1987) Bonding strength to bovine dentin with 4-META/MMA-TBB resin: long-term stability and influence of water. *J Jap Dent Mater* 6:860-872

Kiremitçi A, Yalçın F, Gökalp S (2004) Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int* 35:367-370

Kohn W, Collins A, Cleveland J, Harte J, Eklund K, Malvitz D (2003) Centers for Disease Control and Prevention. Guidelines for infection control in dental health-care settings. *MMWR Recomm Rep* 52:1-61

Konno A, Sinhoreti M, Consani S, Correr Sobrinho L, Consani R (2003) Storage effect on the shear bond strength of adhesive systems. *Braz Dent* 14:42-47

Kudou Y, Kosuga A, Endo T (1989) Tensile bond strength of MMA-TBB resin to bovine dentin: part 2 effect of pretreatment by EDTA solution containing GA, FeCl<sub>3</sub> (supplement). *Jap J Conserv Dent* 32:899-909

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

Lee J, Jang KT, Kim JW, Lee SH, Hahn SH, Kim CC (2003) Effect of ultrasonic vibration on dentin bond strength and resin infiltration. *Am J Dent* 16:404-408

Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A Jr, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV (2007) Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 138:1599-1603

Leinfelder KE, Kurdziolek SM (2003) Self-etching bonding agents. *Compendium Contin Educ Dent* 24:447-54

Lopes MB, Sinhoreti MA, Correr Sobrinho L, Consani S (2003) Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras* 17:171-175

Lowe A, Strawn SE, Marshall GW, Marshall SJ, Watanabe LG (1994) SEM/EDS evaluation of dentin after storage in various solutions. *J Dent Res* 73:223

Martin FE (2006) Adhesive bonding-some clinical considerations. *Ann R Australas Coll Dent Surg* 18:30-35

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

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

Molla K, Park HJ, Haller B (2002) Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total-and self-etch adhesives. J Adhes Dent. 4:171-80

Moriwaki Y, Kani T, Kozatani T, Tsutsumi S, Shimode N, Yamaga R (1968) The cristallinity change of bovine enamel during maturation. Jpn J Dent Mat 9:78-85

Munksgaard EC, Irie M (1988) Effect of load-cycling on bond between composite fillings and dentin established by Gluma and various resins. Scand J Dent Res 96:579-583

Mutschler E, Geisslinger G, Kroemer HK, Schäfer-Korting M. Mutschler Arzneimittelwirkungen, Lehrbuch der Pharmakologie und Toxikologie, 8. Aufl., Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft, Stuttgart 2001:761-763

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, Takarda K (1992) Effect of HEMA on bonding to dentin. Dent Mater 8:125-130

Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ (1992) Dentin adhesion of „modified“ 4-META/MMA-TBS resin: function of HEMA. Dent Mater 8:259-264

Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T (1983) Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res* 62:1076-1081

Naughton WT, Latta MA (2005) Bond strength of composite to dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int* 36:259-262

Nikaido T, Kunzelmann KH, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickels R, Tagami J (2002) The in vitro dentin bond strength of two adhesive systems in Class I cavities of human molars. *J Adhes Dent* 4:31-39

Nikiforuk G (1985) *Understanding dental caries, vol. II: Prevention. Basic and clinical aspects.* Karger, Basel pp 45-61, 145-169

Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K (2004) Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials* 25:965-969

O'Brien JA, Retief DH, Bradley EL, Denys FR (1988) Shear bond strength of a new dentin bonding restorative system. *Dent Mater* 4:179-183

Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK (1998) The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:514-519

Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Nakajima M, Tagami J (2002) Effect of self-etching primer vs phosphoric acid etchant on bonding to bur-prepared dentin. *Oper Dent* 27:447-454

Øilo G (1981) Bond strength of new ionomer cements to dentin. *Scand J Dent Res* 89:344-347

Øilo G (1993) Bond strength testing - what does it mean? *Int Dent J* 43:492-498

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

Øilo G, Olsson S (1990) Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dent Mater* 6:138-144

Olsson S, Øilo G, Adamczak E (1993) The structure of dentin surfaces exposed for bond strength measurements. *Scand J Dent Res* 101:180-184

Opdam NJM, Roeters JJM, Verdonschot EH (1997) Adaptation and radiographic evaluation of four adhesive systems. *J Dent* 24:391-397

Outhwaite WC, Livingston MJ, Pashley DH (1976) Effects of changes in surface area, thickness, temperature and post-extraction time on human dentine permeability. *Arch Oral Biol* 21:599-603

Pagniano RP, Scheid RC, Rosen S, Beck FM (1986) Reducing airborne microbes in the preclinical dental laboratory. *J Dent Educ* 50:234-235

Pashley DH (1991) The clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 6: 777-781

Pashley DH, Tay FR (2001) Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dental Materials* 17:430-444

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes C, Tay F (1999) The microtensile bond test: A Review. *J Adhesive Dent* 1:299-309

Pashley DH, Derkson GD, Tao L, Derkson M, Kalathoor S (1988) The effects of a multi-step dentin bonding system on dentin permeability. *Dent Mater* 4:60-63

Pashley DH, Nelson R, Kepler EE (1982) The effects of plasma and salivary constituents on dentin permeability. *J Dent Res* 61:978-981

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

Pashley DH, O`Meara JA, Williams EC, Kepler EE (1985) Dentin permeability: Effects of cavity varnishes and bases. *J Prosthet Dent* 53:511-516

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

Paul SJ, Welter DA, Ghazi M, Pashley DH (1999) Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs. Microtensile bond strength. *Oper Dent* 24: 181-188

Perdigao J, Geraldeli S, Hodges JS (2003) Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc* 134:1621-1629

Pereira PN, Yamada T, Inokoshi S, Burrow MF, Sano H, Tagami J (1998) Adhesion of resin-modified glass ionomer cements using resin bonding systems. *J Dent* 26:479-485

Pioch T, Kobaslija S, Schagen B, Götz H (1999) Interfacial micromorphology and tensile bond strength of dentin bonding systems after NaOCl treatment. *J Adhesive Dent* 1: 135- 142

Pokarier M, Gage JP (1989) A laboratory study of the effect of thermocycling in saline and artificial saliva on two dentine bonding agents. *Aust Dent J* 34:266-271



Pschyrembel, Klinisches Wörterbuch, 259. Auflage, Walter de Gruyter GmbH & Co. KG, Berlin, pp 872

Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Montanari G, Pashley DH (1999) Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old and sclerotic dentin. *Oper Dent* 24:66-72

Prati C, Ferrieri P, Galloni C, Mongiori R, Davidson CL (1995) Dentin permeability and bond quality as affected by new bonding systems. *J Dent* 23:217-226

Prati C, Pashley DH (1992) Dentin wetness, permeability, thickness and bond strength of adhesive systems. *Am J Dent* 5:33-38

Reeder OW, Walton RE, Livingston MJ, Pashley DH (1978) Dentin permeability: determinants of hydraulic conductance. *J Dent Res* 57:187-193

Reeves GW, Fitchie JG, Hembree JH Jr, Puckett AD (1995) Microleakage of new bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent* 20:230-235

Reinhardt JW, Chan DCN, Boyer DB (1987) Shear strength of ten commercial dentin bonding agents. *Dent Mater* 3:43-45

Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR (2004) Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine and porcine teeth. *J Adhes Dent* 6:117-121

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

Retief DH, Wendt S, Bradley EL, Denys FR (1989) The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *Am J Dent* 2:269-273

Richards FM, Knowles JR (1968) Glutaraldehyde as a protein crosslinking agent. *J Mol Biol* 37:231-233

Rieben AS, Baumeister J, Neumann K, Kielbassa AM (2006) Influence of storage and flattening on enamel de- and remineralization. *Caries Res* 40:313

Roh OD, Chung JH (2005) Micro-shear bond strength of five resin-based composites to dentin with five different dentin adhesives. *Am J Dent* 18:333-337

Rueggeberg FA (1991) Substrate for adhesion testing to tooth structure-review of the literature. *Dent Mater* 7:2-10

Sandoval VA, Cooley RL, Bamwell SE (1989) Evaluation of potassium oxalate as a cavity liner. *J Prosthet Dent* 62:283-287

Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH (1999) Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res* 78, 906

Santini A, Miletic V (2008) Quantitative micro-Raman assessment of dentine demineralization, adhesive penetration and degree of conversion of three dentine bonding systems. *Eur J Oral Sci* 116:117-83

Schilke R, Bauss O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtsen W (1999) Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent* 12:92-96

Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W (2000) Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. Arch Oral Biol 45:355-361

Schoch M, Krämer N, Frankenberger R, Petschelt A (1999) Direct posterior composite restorations with a new adhesive system-one year results. J Adhesive Dent 1:167-173

Semeraro S, Mezzanzanica D, Spreafico D, Gagliani M, Re D, Tanaka T, Sidhu SK, Sano H (2006) Effect of different bur grinding on the bond strength of self-etching adhesives. Oper Dent 31:317-323

Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, Pashley DH (1999) Durability of resin-dentin bonds. J Adhes Dent 1:211-218

Soltész U (1998) Polymerisationsschrumpfung einiger neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. Zahnärztl Mitt 88:1404-1408

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

Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, Marshall SJ (1996) Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solutions-short term. J Dent 24:417-423

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

Sung EC, Tai ET, Chen T, Caputo AA (2002) Effect of irrigation solutions on dentin bonding agents and restorative shear bond strength. J Prosthet Dent 87:628-632

Swift EJ (2002) Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 24:456-461

Swift EJ, Hansen SE, Bailey SJ (1990) Effects of the XR Bonding System on microleakage. *Am J Dent* 3:143-146

Sydney-Zax M, Mayer I, Deutsch D (1991) Carbonate content in developing human and bovine enamel. *J Dent Res* 70:913-916

Tao L, Pashley DH (1988) Shear bond strengths to dentin: Effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater* 4:371-378

Tao L, Pashley DH, Boyd L (1988) The effect of different types of smear layers on dentin and enamel bond strength. *Dent Mater* 4:208-16

Tao L, Reynolds JM, Pashley DH (1989) Effect of Dycal on dentin permeability. *Endodod Dent Traumatol* 4:16-18

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

Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV (1998) The effect of various storage methods and media on shear-bond strength of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol* 43:305-311

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

Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aquilera F, Yamauti M, Pashley D, Tay F (2007) Durability of resin-dentin bonds: Effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater* 23:885-892

Torneck CD, Titley KC, Smith DC, Adibfar A (1990) The influence of time of hydrogen peroxide exposure on the adhesion of composite resin to bleached bovine enamel. *J Endod* 16:123-128

Tosun G, Sener Y, Sengun A (2007) Effect of storage duration/solution on micro-shear bond strength of composite to enamel. *Dent Mater* 26:116-121

Triolo PT Jr, Swift EJ Jr (1992) Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dent Mater* 8:370-374

Triolo PT Jr, Swift EJ Jr, Barkmeier WW (1995) Shear bond strengths of composite to dentin using six dental adhesive systems. *Oper Dent* 20:46-50

Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A (2004) Self-etching adhesives and postoperative sensitivity. *Am J Dent* 17:191-195

Unterbrink G, Liebenberg H (1999) Flowable resin composites as filled adhesives: Literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 30:249-57

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28:215-235

Van Meerbeeck 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* 71:1530-1540

Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G (1998) The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26:1-20

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

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH (1997) Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res* 76:1298-307

Watanabe I, Nakabayashi N (1994) Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. *J Dent* 22:67-72

Wenner KK, Fairhurst CW, Morris CF, Hawkins IR, Ringle RD (1988) Micro-leakage of root restorations. *J Am Dent Assoc* 117:825-828

Whittaker DK, Green RM, Edmunds DH (1983) Structural characteristics of bovine enamel [abstract 208]. *J Dent Res* 62:439

Yiu CK, Hiraishi N, King NM, Tay FR (2008) Effect of dentinal surface preparation on bond strength of self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 10:173-182

Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M, Pashley DH (2002) Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 81:556-560

Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley DH (2000) Comparison of conventional vs. self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. *Oper Dent* 25:163-169

Yu KC, Chang R (1966) Adhesive restorative dental materials. II. Approaches to achieve adhesion, National Institute of Dental Research: U.S. Department of Health, Education and Welfare, pp 103-131

Yu XY, Davis EI, Joynt RB, Wieczkowski G (1992) Origination and progression of microleakage in a restoration with a smear layer-mediated dentinal bonding agent. *Quintessence Int* 23:551-555

Zeeck A, Fischer SC, Grond S, Papastavrou I. *Chemie für Mediziner*. 5. Aufl., Urban & Fischer, München 2003:85-93

Zheng TL, Huang C, Zhang ZX, Wang S, Zhang G (2005) Influence of storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 14:147-150

Ziskind D, Gleitman J, Rotstein I, Friedman M (2003) Evaluation of cetylpyridinium chloride for infection control in storage solution. *J Oral Rehabil* 30:477-481

## 8 Anhang

### 8.1 Ergebnistabellen

#### 8.1.1 Überblick über die Einzelmessungen boviner Zähne

	Leitungswasser	NaCl	Thymol	Formalin	H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	
<b>Schmelz</b>	16,06	17,35	19,33	14,10	20,76	
	8,83	13,15	24,74	24,91	9,00	
	10,78	35,36	22,65	8,59	43,39	
	19,47	13,10	25,26	34,54	29,70	
	18,45	-	21,79	19,92	12,92	
	12,26	31,03	22,32	17,59	15,26	
	8,22	21,90	27,37	15,78	32,44	
	14,34	-	30,71	24,72	22,35	
	22,99	8,62	19,85	13,88	11,88	
	23,25	27,83	16,84	19,07	23,14	
	<b>Dentin</b>	23,98	14,57	7,49	27,34	3,61
		9,56	14,72	27,70	19,82	18,44
21,51		7,39	20,88	6,17	31,27	
23,78		18,86	25,00	26,22	33,81	
15,68		12,23	18,47	19,90	5,31	
18,64		16,92	32,89	-	35,76	
19,93		23,61	19,77	23,58	36,98	
12,22		5,88	19,67	17,29	12,96	
28,42		33,79	25,25	16,97	25,71	
31,91		22,59	23,11	21,00	11,75	

**Tabelle 21** Zusammenfassung der Einzelmessung boviner Zähne.

Haftfestigkeit in MPa.

— = sofortiger Bruch

Rot = Schmelz- oder Dentinriss



### 8.1.2 Überblick über die Einzelmessungen humaner Zähne

	Leitungswasser	NaCl	Thymol	Formalin	H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	
<b>Schmelz</b>	18,62	16,43	24,34	14,83	9,35	
	13,98	15,94	5,21	8,82	8,52	
	18,32	18,93	5,56	4,31	14,48	
	24,76	16,02	18,90	1,69	5,98	
	24,84	15,03	10,13	4,43	0,87	
	14,80	13,40	18,26	4,64	3,47	
	7,14	11,25	10,24	1,38	3,94	
	8,30	7,28	20,35	20,68	2,54	
	19,50	17,97	9,00	17,80	3,03	
	22,89	9,45	4,43	4,73	13,84	
	<b>Dentin</b>	12,86	6,77	2,78	1,90	4,75
		3,28	10,78	7,47	7,36	5,15
		21,99	18,44	5,93	4,35	1,51
8,36		14,81	16,66	4,79	6,56	
22,09		3,22	12,58	3,58	8,40	
11,96		15,84	3,56	3,08	1,47	
6,35		17,39	20,47	16,03	8,46	
8,98		8,45	4,34	11,62	1,74	
23,45		8,27	14,13	7,83	15,09	
26,14		16,93	7,12	6,12	3,45	

**Tabelle 22** Zusammenfassung der Einzelmessungen humaner Zähne.  
Haftfestigkeit in MPa.

— = sofortiger Bruch

Rot = Schmelz- oder Dentinriss

## 8.2 Materialliste

0,9% Natriumchlorid

Baxter GmbH, Edisonstrasse 4, D-85716 Unterschleißheim

3% H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>

Otto Fischar GmbH & Co. KG, Kaiserstrasse 221, D-66133 Saarbrücken

10% Formalin

Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Eschenstraße 5, D-82024 Taufkirchen

0,1% Thymol

Fagron GmbH & Co. KG, Von-Bronst-Strasse 12, D-22885 Barsbüttel

Komposit Ecusit Farbe A20

DMG GmbH, Elbgaustrasse 248, D-22547 Hamburg

Adhäsivsystem Contax

DMG GmbH, Elbgaustrasse 248, D-22547 Hamburg

Bandsäge MBS 240/E

Proxxon GmbH, Im Spanischen 18-24, 54518 Niersbach

Einnahmebehälter 30ml

Klüver & Schulz GmbH, Osterbrooksweg 13a, D-22869 Hamburg

Beidseitig klebende Folie TESA

Beiersdorf AG, D-20095 Hamburg

Giessharz GTS

Vosschemie GmbH, Esinger Steinweg 50, D-25436 Uetersen

Schleifmaschine

Struers GmbH, Karl-Arnold-Straße 13 B, D-47877 Willich

Schleifpapier P 80, Nr. M1223059

Struers GmbH, Karl-Arnold-Straße 13 B, D-47877 Willich

Schleifpapier P 500, Nr. M1223059

Struers GmbH, Karl-Arnold-Straße 13 B, D-47877 Willich

Applikatortips

Microbrush International, 1376 Cheyenne Ave., Grafton, WI 53024

Vereinigte Staaten

Polymerisationslampe Translux

Kulzer & Co. GmbH, Philipp-Reis-Straße 8/13, D-61273 Wehrheim/Ts.

Planstopfer (Aesculap DE 126)

Aesculap AG & Co. KG., Am Aesculap-Platz, D-78532 Tuttlingen

Universalprüfmaschine Zwick Z010

Zwick GmbH & Co. KG, August-Nagel-Straße 11, D-89079 Ulm

## 9 Danksagung

Bei allen, die auf das Zustandekommen dieser Arbeit durch ihre Unterstützung positiven Einfluss genommen haben, möchte ich mich herzlich bedanken.

Bei Herrn Prof. Dr. Ulrich Schiffner möchte ich mich für die Überlassung des Dissertationsthemas bedanken und bei ihm sowie bei meinem Betreuer Herrn Dr. Georg Cachovan und Dr. Susanne Effenberger möchte ich mich für die stete Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit bedanken.

Der Firma DMG danke ich für die Möglichkeit der praktischen Durchführung der Versuche in ihrem Laboratorium und der Bereitstellung der Materialien. Insbesondere möchte ich den Mitarbeitern des Labors danken, die durch ihre freundliche und unermüdliche Unterstützung und Hilfsbereitschaft bei der Durchführung meiner Versuche einen ganz wesentlichen Teil zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein ganz besonderer Dank gilt Frau Dr. Silke Ziegler der Firma DMG für ihr großes Engagement während der Erstellung dieser Arbeit. Ich danke Ihr für die freundliche und aufmunternde Beantwortung meiner Fragen und die Anregungen während der Durchführung der Versuchsreihen.

Frau Claußen danke ich für die freundliche Erstellung der Photographien.

Für die Hilfe bei Computerproblemen bedanke ich mich bei Gerlind Ehlert und Jan Paehlke. Mein Dank gilt auch Herrn Eik Vettorazzi, wissenschaftlicher Mitarbeiter des Instituts für Medizinische Biometrie und Epidemiologie des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf, für die statistische Beratung.

Ein großer Dank geht auch an alle Freunde und Bekannte, die mich in dieser Zeit unterstützt haben und hier nicht persönlich erwähnt worden sind.

Zum Schluss möchte mich ganz besonders bei meinen Eltern bedanken, die mir das Studium der Zahnmedizin ermöglicht haben und die mich während meines Studiums und bei der Erstellung dieser Arbeit liebevoll unterstützt haben. Besonders ihr Zutrauen hat mir immer wieder neuen Mut und Kraft gegeben. Daher ist diese Arbeit vor allem ihnen gewidmet.

## 10 Lebenslauf

<b>Persönliche Angaben</b>	
Name	Sandra Doderer
Geburtsdatum	16.07.1982
Geburtsort	Backnang
Staatsangehörigkeit	Deutsch
<b>Schulbildung</b>	
09/1989 - 07/1993	Hörschbach-Grundschule, Murrhardt
09/1993 - 07/1999	Heinrich-von-Zügel-Gymnasium, Murrhardt
09/1999 - 06/2002	Max-Born-Gymnasium, Backnang
<b>Hochschulausbildung</b>	
10/2002 - 07/2008	Studium der Zahnmedizin an der Universität Hamburg
10/2003	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
11/2005	Zahnärztliche Vorprüfung
07/2008	Staatsexamen Zahnmedizin an der Universität Hamburg