

Zentrum für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde
Universitätsklinikum Hamburg Eppendorf

Direktorin: Prof. Dr. Ursula Platzer

**Einfluss des Lagerungsmedium auf die Scherfestigkeitswerte
mittels „Etch & Rinse“-Technik an humanen und bovinen Schmelz-
und Dentinflächen applizierter Komposite**

Dissertation

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

vorgelegt von:
Julia Carli
aus Schwalmstadt

Hamburg 2011

**Angenommen von der
Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg am: 19.10.2011**

**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

1	EINLEITUNG UND ARBEITSHYPOTHESE	6
2	LITERATURÜBERSICHT	9
2.1	In-vitro-Studien zur Adhäsion an Zahnhartsubstanzen	9
2.2	Adhäsivsysteme in der Zahnmedizin	10
2.2.1	Der adhäsive Verbund	10
2.2.2	Geschichte der Adhäsive	10
2.2.3	Haftmechanismen am Schmelz	11
2.2.4	Haftung am Dentin	12
2.2.5	Generationen der Dentinadhäsive	13
2.2.6	Haftwerte bei Komposit und Kompomer	18
2.3	Das Zahnmaterial	18
2.4	Lagerungsdauer und Lagermedium	19
2.5	Chemische Eigenschaften verschiedener Lagerungsmedien	22
2.5.1	Eigenschaften von Leitungswasser	22
2.5.2	Eigenschaften von NaCl 0,9%	23
2.5.3	Eigenschaften von Thymol 0,1%	24
2.5.4	Eigenschaften von Formalin 10%	24
2.5.5	Eigenschaften von H ₂ O ₂ 3%	25
3	ZIELSETZUNG	26
4	MATERIAL UND METHODE	27
4.1	Das Adhäsivsystem	27
4.2	Zähne	28
4.3	Lagerungsmedien und Lagerungsbedingungen	29
4.4	Herstellung der Proben	30
4.4.1	Vorbereitung der Testzähne	30
4.4.2	Konditionieren mittels Etch & Rinse-Technik und Fertigstellung der Prüfkörper	31
4.5	Scherversuch	34

4.6	Statistische Auswertung	37
5	ERGEBNISSE	39
5.1	Haftwerte in den Versuchsgruppen	40
5.2	Differenzierte Vergleiche der ermittelten Haftwerte	41
5.2.1	Vergleich getrennt nach Ursprung der Proben	41
5.2.2	Vergleich getrennt nach Zahnhartsubstanz	45
5.2.3	Vergleich getrennt nach Ursprung und Zahnhartsubstanz	48
6	DISKUSSION	54
6.1	Diskussion von Material und Methode	54
6.1.1	In-vitro-Studien	54
6.1.2	Auswahl, Bearbeitung und Lagerung der Zähne	55
6.1.3	Etch & Rinse-Technik	58
6.1.4	Adhäsivsystem und Komposit	60
6.1.5	Untersuchungsmethode	61
6.2	Diskussion der Ergebnisse	62
7	ZUSAMMENFASSUNG	68
8	LITERATURVERZEICHNIS	70
9	ANHANG	79
9.1	Materialien und Geräte	79
9.2	Prüfprotokoll	80
10	DANKSAGUNG	81
11	LEBENS LAUF	82
12	EIDESSTÄTTLICHE ERKLÄRUNG	83

1 Einleitung und Arbeitshypothese

In der Zahnerhaltungskunde existiert heute eine Vielzahl von Adhäsivsystemen, die im Rahmen der Füllungstherapie Verwendung finden. Der Umgang mit diesen Systemen gehört für den Zahnarzt zu einer regelmäßigen und routinierten Tätigkeit. Wegen der starken Nachfrage nach zahnfarbenen Restaurationen wurden auf dem Gebiet der adhäsiven Restauration mit plastischen Füllungsmaterialien und deren Adhäsivsystemen in der Vergangenheit große Fortschritte erzielt (HALLER und BLUNCK 2003, BLUNCK 2005). Die Adhäsivtechnik hat sich klinisch bewährt und ist aus der restaurativen Therapie nicht mehr wegzudenken (HALLER und BLUNCK 2003). So sind Adhäsivsysteme zur bruchstabilen Verankerung von Keramikrestaurationen und beim Einsatz von zahnfarbenen plastischen Füllungsmaterialien im Front- und Seitenzahnbereich eine wichtige Voraussetzung für den dauerhaften Therapie-Erfolg (BLUNCK 2005).

Für den Zahnarzt ist es unerlässlich, sich dieser Entwicklung anzupassen und seine Systeme und Vorgehensweise entsprechend dem aktuellen Stand der Forschung anzugleichen. Dies bedeutet oft eine Umstellung für den Zahnarzt, aber auch eine Verbesserung der Füllungstherapie.

Durch die rasch fortschreitende Forschung und Entwicklung im Bereich der Adhäsivsysteme gibt es heute eine Vielzahl von Techniken und Materialien, die im Rahmen der konservierenden Therapie Verwendung finden. Eine dieser Techniken ist die „Etch & Rinse“-Technik. Diese zeichnet sich dadurch aus, dass ein separates Ätzmittel (meist Orthophosphorsäure) auf Schmelz und Dentin aufgetragen und anschließend wieder abgespült wird. Danach wird das Adhäsiv sowohl auf den Zahnschmelz als auch auf das demineralisierte und von der Schmierschicht gereinigte Dentin aufgetragen.

Adhäsivsysteme werden heute in Forschung und Entwicklung im Rahmen von In-vitro-Studien untersucht, bevor sie auf den Markt kommen bzw. am Patienten eingesetzt werden können. Für diese notwendigen In-vitro-Studien ist geeignetes Zahnmaterial ein entscheidendes Kriterium und die Notwendigkeit der Aufbewahrung des Zahnmaterials in einem feuchten Lagerungsmedium ist unabdingbar. Es existiert bis heute jedoch keine Übereinkunft für die Art des

Zahnmaterials, das verwendete Lagermedium und die Lagerungsdauer für die Testzähne. In der Literatur unterscheidet sich das Zahnmaterial nicht selten in Bezug auf Herkunft (bovin, human), Alter und Lagerbedingung voneinander.

Es stellt sich somit die Frage, ob es überhaupt möglich ist, In-vitro-Studien bei unterschiedlichen Ausgangssituationen in Bezug auf die genannten Kriterien miteinander vergleichen zu können. Es gibt keine standardisierten Angaben für diese Parameter und es existieren in der Literatur keine oder nur geringfügige Erkenntnisse über die Einflussnahme von Lagerungsmedium und -dauer (GOODIS *et al.* 1991, GOODIS *et al.* 1993, TOSUN *et al.* 2007). GOODIS *et al.* stellten bereits 1993 eine Einflussnahme des Lagerungsmediums fest und vermuteten eine Veränderung der Proben durch das Lagerungsmedium. Außer einem Einfluss auf die Scherfestigkeit wurde eine Einflussnahme auf die Dentinpermeabilität verzeichnet.

Extrahierte bovine und humane Zähne, die für In-vitro-Experimente zur Bearbeitung verschiedenster Fragestellungen verwendet werden sollen, werden in unterschiedlichen Medien für unterschiedlich lange Zeiträume gelagert. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen wurden jedoch selten zur Herkunft des verwendeten Zahnmaterials (bovin, human) in Beziehung gestellt und verglichen. Zudem werden Studien bezüglich der Einflussnahme von Lagerungsmedium und -dauer generell mit Dentinproben als Substrat durchgeführt (TOSUN *et al.*, 2007). Es liegen somit keine Erkenntnisse über die unterschiedlichen Wechselwirkungen des Lagerungsmediums mit der verwendeten Zahnhartsubstanz (Schmelz, Dentin) vor.

Diese Vergleichbarkeit von In-vitro-Studien hat aber für den Zahnarzt als Anwender Relevanz. Je genauer und einer Norm entsprechend ein Adhäsivsystem in vitro getestet wird, umso leichter ist es für den Anwender, sich für ein Adhäsivsystem zu entscheiden.

Ziel der vorliegenden Studie ist es daher, den Einfluss verschiedener Lagerungslösungen, die im Rahmen von In-vitro-Studien häufig Verwendung finden, auf die Haftkraft von Komposit zu untersuchen, welches zuvor mittels Etch & Rinse-Technik appliziert wurde. Dabei soll für Zahnmaterial verschiedenen Ursprungs (bovin, human) sowie für unterschiedliche Zahnhartsubstanzen (Schmelz, Dentin) differenziert werden.

Im Einzelnen soll eruiert werden, ob bestimmte Lagermedien für extrahierte Zähne bei In-vitro-Studien auffällig gute oder schlechte Haftkraft-Ergebnisse erzielen. Zudem soll geprüft werden, inwieweit die Haftwerte der humanen und bovinen Zähne miteinander korrelieren, um die Verwendung boviner Zähne als brauchbare Alternative für humanes Zahnmaterial bestätigen zu können.

Die Arbeitshypothesen lauten:

1. Das Lagerungsmedium von Zähnen hat einen Einfluss auf die Haftkraft von nachfolgend an diesen Zähnen mittels Etch & Rinse-Technik befestigter Kompositen.
2. Die Haftwerte an bovinen und humanen Zähnen korrelieren, so dass bovine Zähne als experimenteller Ersatz für humane Zähne dienen können.

2 Literaturübersicht

In diesem Kapitel wird ein Überblick über wissenschaftliche Arbeiten aus dem Themenbereich der vorliegenden Studie gegeben. Die dazugehörigen Teilthemen, auf die in den nachfolgenden Abschnitten näher eingegangen wird, sind:

- In-vitro-Studien im Rahmen der Adhäsivtechnologie
- Adhäsivsysteme in der Zahnmedizin
- Verwendetes Zahnmaterial
- Lagerungsmedien und ihre chemischen Eigenschaften

2.1 In-vitro-Studien zur Adhäsion an Zahnhartsubstanzen

Der Ersatz verloren gegangener Zahnsubstanz erfordert eine Bindung des Restaurationsmaterials an das Dentin und/oder an den Schmelz (CAUSTON und JOHNSON 1979). Untersuchungen der Beschaffenheit und Festigkeit dieser Bindung können oft nicht in der Mundhöhle von Probanden (in vivo) erfolgen und müssen daher an extrahierten Zähnen (in vitro) durchgeführt werden (CAUSTON und JOHNSON 1979). In den Jahren 1990-2000 sind insgesamt 2177 wissenschaftliche Studien zum Thema Dentinbonding und Adhäsion an Dentin erschienen, welche überwiegend labortechnischen Ursprungs sind (FRANKENBERGER *et al.* 2001a).

Für die Untersuchung der Haftkraft zwischen Dentin und einem adhäsiv befestigten Restaurationsmaterial wird in der Regel eine Prüfmaschine eingesetzt, welche die adhäsive Bindung unterschiedlichen Belastungen (Druck, Scherkräfte oder Zugkräfte) aussetzt und die zum Adhäsionsversagen erforderliche Kraft registriert. Da dieser Vorgang nicht im Mund durchgeführt werden kann, müssen Haftwerte mit Hilfe von extrahierten Zähnen ermittelt werden (CAUSTON und JOHNSON 1979).

Experimentelle Forschung lässt sich in vitro kontrollierter durchführen, da die Parameter, die einen In-vitro-Versuch beeinflussen, besser kontrollierbar sind. Dennoch gibt es auch bei In-vitro-Studien noch verschiedene Parameter neben den eigentlichen abhängigen und unabhängigen experimentellen Variablen, die Einfluss auf das Untersuchungsmaterial nehmen können. Häufig ist der Effekt

derartiger Parameter nicht erkennbar oder nicht bekannt. Dadurch aber können In-vitro-Experimente zu Ergebnissen führen, welche von den Gegebenheiten in der Mundhöhle abweichen. Um dies zu vermeiden, bedarf es einer Analyse möglicher Einflussfaktoren in In-vitro-Versuchen und genaue Untersuchungen über die Auswirkungen dieser Einflüsse.

2.2 Adhäsivsysteme in der Zahnmedizin

2.2.1 Der adhäsive Verbund

Unter Adhäsion versteht man das Aneinanderhaften von Körpern, die in engem Kontakt zueinander stehen. Sie kommt durch mechanische und / oder chemische Kräfte zustande, wobei in der Zahnmedizin die mechanische Haftung die wichtigere Rolle spielt, da hierbei höhere Haftwerte erzielt werden. Damit ein solcher Kontakt zustande kommt, muss die Oberflächenspannung des Adhäsivs kleiner oder gleich der kritischen Oberflächenspannung des zu benetzenden Substrats sein (ERICKSON 1992). Die mechanische Retention erfolgt über Mikroporositäten und raue Oberflächen, die zur Verankerung ausgenutzt werden. Diese können beispielsweise mittels der Etch & Rinse-Technik erzielt werden.

2.2.2 Geschichte der Adhäsive

Mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik durch BUONOCORE (1955) wurde der Grundstein der adhäsiven Befestigung im Bereich der Füllungstherapie gelegt. Mit den anfänglichen Systemen wurde lediglich eine Adhäsion am Schmelz erzeugt, wobei kaum eine Adhäsion oder Randdichtigkeit am Dentin gegeben war (DUNN 2004). In den letzten 20 Jahren aber hat die Adhäsion dentaler Kunststoffe auch an Dentin sehr große Fortschritte gemacht.

Die Entwicklungsgeschichte der Bondingsysteme war ein kontinuierlicher Prozess mit ständigen Verbesserungen und Veränderungen. Dabei wurden die Chemie, der Haftungsmechanismus, die Anzahl der erforderlichen Komponenten und die Applikationstechnik ständig weiterentwickelt.

Mit diesen Weiterentwicklungen ging eine zunehmende Diversifikation der Bondingsysteme einher. Dies brachte jedoch eine Unübersichtlichkeit der Systeme und ihrer zugrunde liegenden Funktionsmechanismen mit sich.

Ein Versuch, hier Klarheit zu schaffen, ist die Klassifizierung der verschiedenen Adhäsive in Generationen (DUNN 2004). Tabelle 2.1 gibt hierzu eine Übersicht:

Tabelle 2.1 **Klassifizierung der Adhäsive in Generationen** (nach BLUNCK 2005)

Generation	Arbeitsschritte
1.	Anätzen mit Phosphorsäure + hydrophober Versiegler auf Dentin
2.	Modifizierung der Schmierschicht auf Dentin
3.	Konditionierung des Dentins mit schwachen Säuren + hydrophile Primer + Adhäsiv
4.	Phosphorsäureätzung + hydrophile Primer + Adhäsiv
5.	Phosphorsäureätzung + Monomermischung (hydrophiler Primer + Adhäsiv)
6.	selbstätzende Mehr-Komponenten-Systeme
7.	selbstätzende Ein-Komponenten-Systeme

2.2.3 Haftmechanismen am Schmelz

Die Verankerung von Kompositen am Schmelz beruht auf der von BUONOCORE eingeführten Schmelz-Ätz-Technik (BUONOCORE 1955). BUONOCORE konnte zeigen, dass die Konditionierung des Schmelzes mittels 85%iger Phosphorsäure eine entscheidende Verbesserung der Haftung von Kunststoff am Schmelz bewirkt. Dabei wird die Schmelzoberfläche von Pellikel und Schmierschicht befreit, die Oberflächenenergie erhöht und die Benetzbarkeit gesteigert (JENDRESEN *et al.* 1981, GWINNETT 1988b, BAIER 1992).

Für den Ätzvorgang soll jedoch bald gewonnenen Erkenntnissen zufolge 30-40%ige Phosphorsäure verwendet werden, da diese zu besonders gut ausgeprägten Ätzmustern führt (DENNISON und CRAIG 1978, SILVERSTONE *et al.* 1975, GOTTLIEB *et al.* 1982, RETIEF und DENYS 1989). Eine höhere Konzentration führt zu einem flacheren Muster (MANSON-RAHEMTULLA *et al.* 1984). Heute wird hauptsächlich 37%ige Phosphorsäure zur Konditionierung

von Schmelz verwendet (SWIFT *et al.* 1995b). Die Ätzung hat am Schmelz das so genannte mikroretentive Ätzmuster zur Folge, welches durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Hydroxylapatitkristalle in den Schmelzprismen entsteht (BLUNCK und HALLER 1999). Durch die Applikation von Phosphorsäure auf den Schmelz werden selektiv Bestandteile des kristallinen Gefüges herausgelöst. Dies führt zu einer Vergrößerung der Oberfläche und es entstehen 10-20 µm tiefe Mikroporositäten (SWIFT *et al.* 1995b). Durch das Anätzen ist es letztlich dem hydrophoben Komposit möglich, nach dem Trocknen in die Mikroporositäten einzudringen und einen mikromechanischen Verbund mit dem Schmelz einzugehen. Es können mit einer solchen mikromechanischen Retention am Schmelz Scherfestigkeitswerte erzielt werden, die größer als 20 MPa und somit höher als die beim Polymerisieren auftretenden Schrumpfkraften sind (DAVIDSON *et al.* 1984).

2.2.4 Haftung am Dentin

Die adhäsive Verankerung am Schmelz und am Dentin unterscheidet sich hinsichtlich des mikroretentiven Verbundes erheblich. Die Ursache liegt im unterschiedlichen Aufbau von Schmelz und Dentin. Aufgrund der verschiedenen Schmelzprismenstrukturen kann auf der Schmelzoberfläche durch den Einsatz von Phosphorsäure ein retentives Ätzmuster mit ausreichend rauher Oberfläche und Mikroporositäten erzielt werden.

Dentin ist im Gegensatz zu Schmelz ein vitales Gewebe und besteht altersabhängig zu etwa 70 Gew.% aus anorganischem Material (Hydroxylapatit), zu 20 Gew.% aus organischem Material (Typ-I-Kollagen) und aus Wasser (HELLWIG *et al.* 2003). Die Haftung am Dentin ist aufgrund des hohen Anteils an organischer Substanz und den Dentintubuli, die einen direkten Zugang zur Pulpa ermöglichen, problematischer. In den Tubuli finden sich Odontoblastenfortsätze und die extrazelluläre Flüssigkeit aus der Pulpa, der Dentinliquor (PASHLEY *et al.* 1981). Das Dentin ist daher hydrophil und bietet schlechte Voraussetzungen für eine Verankerung mit dem hydrophoben Füllungsmaterial.

Eine weitere Schwierigkeit, um eine akzeptable Dentin-Haftung zu erzielen, stellt die Schmierschicht (smear layer) dar, welche sich auf dem mechanisch bearbeiteten Dentin befindet (PASHLEY 1984). Diese muss entfernt oder

„konditioniert“ werden. BUONOCORE führte bereits im Jahr 1955 Versuche zum Dentinbonding durch, bei denen er die Schmierschicht nicht entfernte. Die Haftung beruhte nur auf chemischen Bindungen zwischen Phosphatgruppen des Monomers und den Kalziumionen der Schmierschicht (BUONOCORE 1955, SWIFT *et al.* 1995a). Die mit solchen Systemen erzielten Verbundfestigkeiten waren sehr gering (TYAS 1991, HANSEN und ASMUSSEN 1993), da die Haftkraft der Schmierschicht am Dentin (ca. 5 MPa) den limitierenden Faktor darstellte und diese Bindung zusätzlich der Hydrolyse unterlag. Damit eine chemische Interaktion des Adhäsivs mit der Dentinoberfläche möglich ist, wurde später die Entfernung bzw. die Modifikation der Schmierschicht in Betracht gezogen (MUNKSGAARD und ASMUSSEN 1984, JOYNT *et al.* 1991).

Mit der Entfernung der Schmierschicht werden allerdings der Liquorausfluss und die Permeabilität des Dentins erhöht (PASHLEY *et al.* 1981, PASHLEY 1991), was zu einer Zunahme der Feuchtigkeit an der Oberfläche des Dentins führt. Mit den ersten Bondingsystemen konnte daher kein ausreichender Verbund zwischen den hydrophoben Kunststoffen und der feuchten Dentinoberfläche erzielt werden (PRATI *et al.* 1993, SWIFT *et al.* 1995b). Erst in den letzten Jahren haben Dentinhaftvermittlersysteme neuerer Generation zu Verbesserungen beim Aufbau einer stabilen Haftung geführt (STAEHLE und HICKEL 1998). Heute beruht der Wirkungsmechanismus der meisten Dentinhaftvermittler auf der Entfernung bzw. Umwandlung der Schmierschicht, der Demineralisation des Dentins und der Ausbildung einer Hybridschicht (NAKABAYASHI *et al.* 1982).

2.2.5 Generationen der Dentinadhäsive

Den Dentinhaftvermittlern der ersten Generation kommt heute keine klinische Bedeutung mehr zu. Auch bei den Systemen der zweiten Generation, welche die Schmierschicht modifizierten, war die Haftung gering (HELLWIG *et al.* 2003).

Die dritte Generation bedient sich einer anderen Herangehensweise. Es wurden neue Dentinhaftvermittler entwickelt, die eine mikromechanische Verankerung des hydrophoben Kompositmaterials mit der feuchten Dentinoberfläche ermöglichen (HELLWIG *et al.* 2003). Da man zunächst davon ausging, dass es nach Applikation von Phosphorsäure auf Dentin zur Pulpaschädigung kommt, wurde nur der Schmelz selektiv mit Phosphorsäure in üblicher Art und Weise konditioniert (HELLWIG *et al.* 2003). Am Dentin wurde mittels selbstätzender

Primerlösung mit Zugabe schwach dosierter Säuren (z.B. 1 - 4%iger Maleinsäure) die Schmierschicht angelöst und das darunter liegende Dentin oberflächlich demineralisiert. Die kollagenen Fasern werden durch die im Primer enthaltenen amphiphilen Moleküle (z.B. Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) imprägniert. Anschließend wird ein Bondingharz aufgetragen, welches in die nanoskopischen Zwischenräume des Kollagennetzwerkes fließt und eine Mischzone aus demineralisiertem Dentin und ungefülltem Kunststoff erzeugt. Diese Zone wird Hybridschicht genannt und bildet den entscheidenden Faktor für ein erfolgreiches Dentinbonding.

Laut NAKABAYASHI und HIRANUMA (2000) verhält sich die Hybridschicht wie eine impermeable Membran, die schädigende Stimuli davon abhalten kann, ins Pulpengewebe einzudringen. Somit verringert hybridisiertes Dentin das Risiko von Mikroleakage, Sekundärkaries und damit verbundenen Hypersensibilitäten (NAKABAYASHI und HIRANUMA 2000).

Klinisch zeigte sich jedoch, dass eine selektive Schmelzätzung sehr schwer zu erreichen ist, da die Phosphorsäure-Applikation insbesondere bei der Restauration minimal-invasiver Defekte nur hypothetisch auf den Schmelz zu beschränken ist (HELLWIG *et al.* 2003).

Bei der vierten Generation der Dentinadhäsive, die zu Beginn der 90er Jahre eingeführt wurde, ist die gleichzeitige Ätzung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure vorgesehen („Total-Etching“). Da bei der Total-Etch-Technik sowohl Zahnschmelz als auch Dentin gleichzeitig mit einem Haftvermittlersystem versiegelt werden, ist es eigentlich in diesem Zusammenhang nicht richtig, von einem Dentinadhäsiv zu sprechen. Hier ist der Begriff „kombiniertes Schmelz-Dentin-Adhäsivsystem“ sicherlich angebrachter (HELLWIG *et al.* 2003).

Heute wird die Total-Etch-Technik bei vielen Adhäsivsystemen angewendet. Mit der Entfernung der Schmierschicht werden Dentin und Schmelz zusammen konditioniert (VAN MEERBEEK *et al.* 1997). Zahlreiche Studien haben gezeigt, dass eine Ätzung sowohl des Schmelz- als auch des Dentinanteils zu einer erheblichen Verbesserung der Haftkraft führt (BUCHALLA *et al.* 1996). Schmelz und Dentin werden dabei simultan mit einer Säure geätzt. Dazu wird ein 30-40%iges Phosphorsäuregel empfohlen (HALLER *et al.* 1993), welches zuerst auf

Schmelz und dann auf Dentin appliziert wird. Die optimale Ätzzeit am Zahnschmelz liegt dabei zwischen 30 und 60 Sekunden (ERNST 2001). Da es bei einer so genannten Überätzung des Dentins nicht zu einer entsprechenden Haftvermittlung kommt, sollte eine Dentin-Ätzung von mehr als 15 Sekunden nicht überschritten werden (BLUNCK und ROULET 1999, ERNST 2001). Um diese Zeitwerte einhalten zu können, empfiehlt sich ein zweistufiges Vorgehen (ERNST 2001). Dabei erfolgt zunächst die Schmelzätzung, bei der möglichst noch kein Kontakt des Phosphorsäuregels mit der Dentinfläche erfolgen soll. Nach erfolgter Schmelzätzung wird die Applikation des Ätzgels auf das Dentin erweitert (ERNST 2001). Anschließend wird das gesamte Ätzgel mit Wasser abgesprüht.

Um ein Zusammenfallen des Kollagennetzwerkes zu verhindern, sollte die konditionierte Oberfläche nur vorsichtig getrocknet werden. Dadurch wird eine Übertrocknung des Dentins verhindert (HELLWIG *et al.* 2003). Das Trocknen der Schmelzränder ist zwar notwendig, um das Schmelz-Ätzmuster mit seiner kreidig-weißen Oberfläche zu visualisieren, doch wird dabei auch gleichzeitig dem Dentin Feuchtigkeit entzogen.

Ein Zusammenfallen (Kollabieren) der freigelegten Kollagenfasern würde die Penetration des Adhäsivs in das Kollagennetzwerk bzw. die Tubuli und somit die optimale Ausbildung einer Hybridschicht verhindern (CACHOVAN 2008). Daher muss bei der Anwendung von azetonbasierten Adhäsivsystemen, welche dem Dentin Wasser entziehen können, ein so genanntes „re-wetting“ erfolgen. Dabei wird mit einem angefeuchteten Applikationsbürstchen (Wasser, Chlorhexidin) die Kavität wieder befeuchtet (HELLWIG *et al.* 2003). Bondingsysteme auf Wasserbasis besitzen selbst die Fähigkeit, kollabierte Fasern wieder aufzurichten. Hier ist kein Re-Wetting notwendig (CACHOVAN 2008). Hinsichtlich der Haftwerte gibt es keine signifikanten Unterschiede zwischen wiederbefeuchtetem und feucht belassenem Dentin (PERDIGÃO 1997).

Der Verbund zwischen Zahn und Komposit wird über ein Bonding hergestellt. Dieses sollte dünn fließend sein und gute benetzende Eigenschaften haben, um die Rauigkeiten der Oberfläche auszufüllen und sich mikromechanisch zu verankern (HAHN und LÖST 1996). Das Aufbringen eines Adhäsivs ist

Vorraussetzung für eine zuverlässige mikromechanische Verbindung zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit (HALLER *et al.* 1993).

Es lässt sich feststellen, dass die Präparate für die Total-Etch-Technik hinsichtlich ihrer Verarbeitung sehr techniksensitiv sind und daher immer genau nach Herstellerangaben verarbeitet werden müssen (CACHOVAN 2008, HELLWIG *et al.* 2003).

Für die vierte Generation der Dentinadhäsive sind mit die höchsten *in vitro* erzielten Haftwerte dokumentiert worden (EICK *et al.* 1997, FRANKENBERGER *et al.* 2001b). Auch BURKE und McCAUGHEY beschrieben 1995, dass Adhäsive der vierten Generation bei *In-vitro*-Versuchen bereits Scherkräfte des Bonds am Dentin erreicht haben, welche mit denen des Schmelzes vergleichbar sind (BURKE und McCAUGHEY 1995).

In der fünften Generation der Dentinadhäsive finden wir Primer-Adhäsiv-Gemische (selbstprimende Adhäsive). Dabei handelt es sich um Ein-Komponenten-Materialien (sog. „One-Bottle-Bonds“) (FRANKENBERGER *et al.* 2001b), welche in der Regel zweimal appliziert werden. Die erste Schicht wirkt dabei eher als Primer und der zweiten Schicht kann man die Aufgabe des Adhäsivs zuschreiben (HELLWIG *et al.* 2003).

Mit Einführung der sechsten Generation der Dentinadhäsive, Ende der 90er Jahre, wurde der separate Ätzschritt eliminiert. Stattdessen wurde ein saurer Primer nach Präparation und Trockenlegung der Kavität direkt auf Schmelz und Dentin appliziert. Der Primer verblieb auf der Zahnschmelz und das Adhäsiv wurde zusätzlich aufgetragen. Spätere Produkte der sechsten Generation erfordern ein Anmischen des Primers und des Adhäsivs vor der Applikation (DUNN 2004). Auch hier kommt es durch Aufbringen eines sauren Primer-Adhäsiv-Gemisches zu einer Konditionierung von Schmelz und Dentin. Es wird eine zweite Schicht des Gemisches aufgetragen, durch die eine Stabilisierung der Hybridschicht, eine Bindung an den Zahnschmelz und eine Bindung an das Komposit ermöglicht wird (HELLWIG *et al.* 2003).

Die Systeme der siebten Generation wurden Ende 2002 eingeführt und beinhalten Konditioner, Primer und Adhäsiv in nur einer Flasche. Das Anmischen und separate Auftragen mehrerer Lösungen entfällt dadurch. Bei diesen selbststärkenden Systemen entfällt der Schritt der Säureätzung, jedoch

enthält der Primer ätzende Monomere, die auf der Zahnschmelz verbleiben. NAKABAYASHI und SAIMI haben 1996 festgestellt, dass die selbstätzenden Primer die Fähigkeit besitzen, die Schmelzschicht zu durchdringen und das darunter liegende Dentin zu imprägnieren (NAKABAYASHI und SAIMI 1996).

Neben der Einteilung der Dentinadhäsive nach Generationen werden diese auch nach dem enthaltenen Lösungsmittel, z.B. Aceton, Alkohol oder Wasser, oder der Anzahl der Applikationsschritte eingeteilt. Generell lassen sich bezüglich der Applikationstechnik zwei grundsätzlich verschiedene Methoden bzw. Adhäsivsysteme unterscheiden. Zum einen die Total-Etch-Technik, welche mit Etch- und Rinse-Systemen durchgeführt wird, zum anderen die für die Self-Etch-Technik angewendeten selbstkonditionierenden Systeme. Bei letzteren erfolgt die Ätzung durch saure Primer ohne Absprühen, sog. Non-Rinse-Systeme (BLUNCK 2005). Beide Systeme lassen sich zudem nach der Anzahl ihrer Verarbeitungsschritte unterteilen (Tabelle 2.2).

Tabelle 2.2 Einteilung der Adhäsivsysteme nach Arbeitsschritten (HALLER und BLUNCK 2003)

Etch & Rinse - Systeme		Selbstkonditionierende Systeme	
		1 Schritt	Selbstkonditionierender Primer-Adhäsiv
2 Schritte	Konditionierer	2 Schritte	Selbstkonditionierender Primer
	Primer-Adhäsiv		Adhäsiv
3 Schritte	Konditionierer		
	Primer		
	Adhäsiv		

Wichtig ist, bei der Verwendung von Adhäsivsystemen darauf zu achten, den einzelnen Komponenten genügend Zeit zu lassen, um in das Kollagen des Dentins und den konditionierten Schmelz zu penetrieren. Des Weiteren sollte darauf geachtet werden, dass das Haftvermittlersystem nicht zu dünn ausgeblasen wird, da es sonst nicht zu einer ausreichenden Haftvermittlung zwischen Dentin und Komposit kommt (HELLWIG *et al.* 2003).

2.2.6 Haftwerte bei Komposit und Kompomer

In Verbindung mit den jeweils zugehörigen Primern / Adhäsiven können bei Komposit und Kompomer nach HICKEL folgende Haftwerte erzielt werden (Tabelle 2.3).

Tabelle 2.3 Haftwerte verschiedener Füllungsmaterialien (HICKEL 1997)

Materialgruppe	Schmelzhaftung (MPa)	Dentinhaftung (MPa)
Hybridkomposit	20-28	12-25
Mikrofüllerkomposit	18-25	12-25
Kompomer	14-22	12-22
Hybridionomere= Lichthärtende GIZ	6-20	5-18
hoch visköse GIZ	3-12	2-8

2.3 Das Zahnmaterial

Haftverbundprüfungen an Zähnen können mit verschiedenen Arten von Zahnmaterial durchgeführt werden. Die ISO/TS11404 (Dental materials – Testing of adhesion to tooth structure 2003) sieht als Substrat bleibende menschliche Zähne oder die Inzisivi von Rindern vor, welche nicht älter als fünf Jahre sein sollten. Vorzugsweise sollen Weisheitszähne von 16- bis 40-jährigen Personen benutzt werden. Rinderzähne eignen sich als Ersatz für humane Zähne bei Adhäsionsversuchen und sind im Gegensatz zu humanen Zähnen besser verfügbar (NAKAMICHI *et al.* 1983). Auch ESSER *et al.* (1998) haben die Zahnhartsubstanz des Rindes der humanen Zahnhartsubstanz gegenüber

gestellt und chemisch (Zusammensetzung), biologisch (Eigenschaften und Dichte der Dentinkanälchen), mechanisch (Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit) und physikalisch (Vickershärte, Dichte und Wärmekapazität) untersucht. Ihr Vergleich zeigte, dass für In-vitro-Untersuchungen humanes Dentin durch Rinderdentin substituiert werden kann. Diese Aussage ergänzt im Hinblick auf Dentinhaftvermittler die in der Literatur schon früher dokumentierte Aussage, dass für die Untersuchung der Schmelzhaftung in vielen Fällen der Humanschmelz durch den Rinderschmelz ersetzt werden kann (ESSER *et al.* 1998).

Aktuelle Studien, wie beispielsweise von KRIFKA *et al.* (2008), bestätigen diese Erkenntnisse auch im Hinblick auf Milchzähne. Es wurden Haftwerte vier verschiedener Adhäsive an Schmelz- und Dentinflächen von humanen und bovinen Milchzähnen verglichen. Dabei konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen humanen und bovinen Milchzähnen festgestellt werden, sodass auch bovine Milchzähne als mögliche Alternative für humane Milchzähne bei Haftwertversuchen in Betracht gezogen werden können (KRIFKA *et al.* 2008).

In einer weiteren Studie von SCHILKE *et al.* (1999) wurden ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen humanem Dentin und bovinem koronalen Dentin in Bezug auf Scherfestigkeitswerte gefunden. Anders verhielt es sich hingegen beim Vergleich von bovinem Wurzel dentin und humanem Dentin von Milchzähnen. Hierbei wurden signifikante Unterschiede festgestellt. Dies gilt auch für den Vergleich von bovinem Wurzel dentin und bleibendem humanen Dentin, sowie von bovinem Wurzel dentin und bovinem koronalen Dentin. Schließlich konnten auch unterschiedliche Scherfestigkeitswerte zwischen humanen Milchzähnen und humanen bleibenden Zähnen nachgewiesen werden (SCHILKE *et al.* 1999).

2.4 Lagerungsdauer und Lagermedium

Neben der Auswahl des Zahnmaterials können auch Parameter wie Lagermedium, Lagerzeit und auf das Zahnmaterial einwirkende Agenzien Haftverbundprüfungen beeinflussen.

Die ISO/TS11404 beschreibt für Zahnmaterial destilliertes Wasser oder eine 0,5%ige Chloraminlösung als Lagermedium. Es wurden jedoch in der Vergangenheit viele verschiedene Lagerungsmedien und -zeiten für Versuchszähne einer In-vitro-Studie verwendet, da sich bisher keine Norm etabliert hat.

Zu den verwendeten Lösungen zählen destilliertes Wasser (OILO 1981, BARAKAT und POWERS 1986, BARKMEIER *et al.* 1986, ADDY und MOSTAFA 1988), Formalin (WENNER *et al.* 1988, SANDOVAL *et al.* 1989), Alkohol (BOYDE 1984, GWINNETT 1988a) und physiologische Kochsalzlösung (PASHLEY *et al.* 1988a, TAO und PASHLEY 1988, POKARIER und GAGE 1989, TAO *et al.* 1989).

Allerdings wurden die Eigenschaften der Lagerungsmedien meist nicht miteinander verglichen (GOODIS *et al.* 1993). Aufgrund dieser ungleichen Ausgangssituationen ist es schwierig, einzelne In-vitro-Studien miteinander zu vergleichen. Lagerungsbedingungen sind nicht standardisiert und Lagerungslösung und Lagerungsdauer variieren sehr stark (REEDER *et al.* 1978, GREENHILL und PASHLEY 1981, PASHLEY *et al.* 1982, DIPPEL *et al.* 1984, PASHLEY *et al.* 1985, FOGEL *et al.* 1988, TAO und PASHLEY 1988, TAO *et al.* 1989).

In einer Reihe von Studien wurde die Lagerungsdauer der Zähne nicht als auf die Scherfestigkeit Einfluss nehmender Faktor angesehen. Die Untersucher gingen davon aus, dass die Zeit der Aufbewahrung nach der Extraktion keinen signifikanten Einfluss auf die Scherfestigkeitswerte der Proben hatte (PEDDEY 1981, ABOUSH und JENKINS 1983, JORGENSEN *et al.* 1985, WILLIAMS und SVARE 1985, MITCHEM und GRONAS 1986), obwohl bereits 1975 von FITZGERALD fünf Stunden nach Extraktion eine 75%ige Abnahme der Scherkraft beschrieben wurde (FITZGERALD 1975). BEECH *et al.* berichteten, dass die Lagerungszeit nach Extraktion signifikanten Einfluss auf die Dentinhaftkraft nimmt, aber sowohl Richtung als auch Ausmaß der Einflussnahme je nach Adhäsivsystem variieren (BEECH *et al.* 1986). In weiteren Studien wurde ebenfalls eine Einflussnahme der Aufbewahrungszeit (Extraktion bis zur Versuchsdurchführung) festgestellt, (AQUILINO *et al.* 1987, PASHLEY *et al.* 1988a, TAO und PASHLEY 1988). Die Zeiten variierten von 24 Stunden (TAO und PASHLEY 1988), einem Monat (PASHLEY *et al.* 1988a) und einer Woche bis zu 12 Monaten (AQUILINO *et al.* 1987).

Ferner zeigten auch CAUSTON und JOHNSON (1979), dass die Lagerungszeit Einfluss auf die Haftkraft hat. Sie fanden eine initiale Abnahme der Scherfestigkeit von Polycarboxylat-Zement in den ersten vier Stunden um 50%. Es folgte darauf eine Zunahme der Scherfestigkeit in den nächsten 25 Tagen, gefolgt von einem rapiden Abfall in den darauf folgenden 30 Tagen mit anschließend konstantem Niveau (CAUSTON und JOHNSON 1979).

KIMURA *et al.* stellten eine Veränderung der Dentin-Komposit Haftwerte nach einem Jahr Lagerung in Kochsalzlösung und sechsmonatiger Lagerung in Formalin fest (KIMURA *et al.* 1985). RETIEF *et al.* zeigten in ihrer Untersuchung eine Abnahme der Scherfestigkeit bei Verwendung eines Dentin-Bonding-Systems der dritten Generation und Kochsalzlösung als Lagerungsmedium in Abhängigkeit von der Lagerungsdauer (RETIEF *et al.* 1990). COOLEY und DODGE (1989) testeten ebenfalls die Einflussnahme der Lagerungszeit auf die Scherfestigkeit unter Verwendung drei verschiedener Adhäsivsysteme. Dabei zeigte sich nur bei einem der drei Adhäsivsysteme eine Einflussnahme der Lagerungszeit (COOLEY und DODGE 1989).

Bereits 1991 haben GOODIS *et al.* den Einfluss von vier verschiedenen Lagerungslösungen auf die Dentinpermeabilität von extrahierten humanen dritten Molaren untersucht. Sie verwendeten 70%iges Ethanol, 10%iges Formalin, destilliertes Wasser mit Thymol und Kochsalzlösung mit Thymol, bevor sie die Permeabilität der Dentinproben bestimmten (GOODIS *et al.* 1991). Niedrigere Permeabilitätswerte als für die Proben der Gruppe Wasser mit Thymol sowie Kochsalzlösung mit Thymol wurden für die in Ethanol und Formalin gelagerten Proben erzielt. Die meisten Proben zeigten mit der Zeit jedoch eine Zunahme der Permeabilität. In dieser Studie konnte eine statistisch signifikante Einflussnahme des Lagerungsmediums und der Lagerungsdauer auf die Dentinpermeabilität nachgewiesen werden (GOODIS *et al.* 1991).

Generell ist der Effekt von Lagerungslösungen auf die Permeabilität jedoch unklar (GOODIS *et al.* 1993). Hingegen haben Lagerungslösungen Einfluss auf die Ergebnisse von Dentin-Bonding-Studien genommen (RETIEF *et al.* 1989, 1990). Daher haben GOODIS *et al.* bereits 1993 versucht, die Einflussnahme des Lagerungsmediums und unterschiedlicher Lagerungsdauer (8 Tage, 15 Tage, 6 Monate) auf die Scherfestigkeit und Dentin-Permeabilität von Humandentin zu

ermitteln. Als Lagerungsmedium verwendeten sie 70%iges Ethanol, 10%iges Formalin, destilliertes Wasser mit 0,02% Thymol, reines destilliertes Wasser und Kochsalzlösung mit 0,025% Thymol. Sie stellten erneut fest, dass die Dentinpermeabilität je nach Lagerungslösung und -dauer variiert. So konnte bei den Gruppen Ethanol, Formalin, Wasser mit Thymol und destilliertem Wasser eine Zunahme der Permeabilität verzeichnet werden. Bei der Gruppe Kochsalzlösung mit Thymol hingegen resultierte nach 6 Monaten Lagerung ein signifikanter Abfall der Dentinpermeabilität. Die Untersuchung zeigt sowohl einen Effekt der Lagerungsdauer als auch einen Effekt des Lagerungsmediums auf die Permeabilität. Die Ergebnisse belegen auch, dass Kochsalzlösung, die am meisten verwendete Lagerungslösung bei In-vitro-Studien, aufgrund dieser Einflussnahme und Veränderung der Dentinproben möglicherweise unbrauchbar ist (GOODIS *et al.* 1993).

Zusammenfassend konnte also bei mehreren Studien ein Einfluss von Lagerungsdauer und Lagermedium auf die Permeabilitäts- und Scherfestigkeitswerte gezeigt werden (RETIEF *et al.* 1989, 1990). Es wurde bei den vorliegenden In-vitro-Studien aber meist nur eine Art von Zahnmaterial (human, bovin) und Zahnschmelz (Schmelz, Dentin) verwendet, sodass kein direkter Vergleich dieser Werte in Bezug auf das Zahnmaterial bzw. hinsichtlich der Zahnschmelz möglich ist (TOSUN *et al.* 2007).

2.5 Chemische Eigenschaften verschiedener Lagerungsmedien

Im Rahmen der vorliegenden Studie sollten fünf für extrahierte Zähne gebräuchliche Lagerungsmedien verwendet werden, welche an dieser Stelle zunächst hinsichtlich ihrer chemischen Eigenschaften und Zusammensetzung näher betrachtet werden sollen. Es handelt sich um die Lagerungsmedien Leitungswasser, 0,9%ige Kochsalzlösung, Thymol 0,1%ig, 10%ige Formalinlösung und Wasserstoffperoxid in einer Konzentration von 3%.

2.5.1 Eigenschaften von Leitungswasser

Leitungswasser unterscheidet sich von destilliertem Wasser durch die noch vorhandenen und nicht durch Destillation entfernten Ionen, Spurenelemente und möglichen Verunreinigungen. Dazu zählen beispielsweise Calcium-,

Magnesium-, Carbonat-, Hydrogencarbonat- und Sulfationen sowie ggf. bei schwermetallhaltigem Trinkwasser Blei- und Kupferionen. Wasser dient in der Medizin oder Chemie, allerdings meist in destillierter Form, als Lösungsmittel. Aus chemischer Sicht ist Wasser (H₂O) ein Dipolmolekül. Dabei handelt es sich um einen Körper, bei dem die Schwerpunkte der negativen und der positiven Ladung nicht zusammenfallen. Bei Wasser hängt dies mit der Polarisierung der Atombindung und der Raumstruktur des Moleküls zusammen. Da die O-H-Bindung im Wasser polarisiert ist, ist die Ladungsverteilung innerhalb des Moleküls asymmetrisch (ZEECK *et al.* 2000).

Die im Rahmen von In-vitro-Studien verwendeten Lagerungsmedien liegen meist in einer durch Wasser als Lösungsmittel verdünnten Konzentration vor. Da destilliertem Wasser die für den Körper wichtigen Ionen und Spurenelemente fehlen, eignet es sich nur begrenzt als Trinkwasser. Nach einem Zitat der Deutschen Gesellschaft für Ernährung (DGE) führt „die ausschließliche Verwendung von destilliertem Wasser bei einer einseitigen Ernährung zu einer Verarmung des Körpers mit Elektrolyten“.

2.5.2 Eigenschaften von NaCl 0,9%

Isotonische Kochsalzlösung enthält 0,9 % (Massenprozent) Kochsalz (Natriumchlorid) und entspricht mit einer Osmolarität von 308 mosmol/l annähernd der des Blutplasmas. Isotonische Kochsalzlösung ist preisgünstig und die weltweit am häufigsten verwendete kristalloide Infusionslösung (STONEHAM und HILL 1997).

Zur Aufrechterhaltung der normalen Zellfunktion bedarf es einer isotonischen Lösung in der Umgebung. Das heißt für den Mediziner, dass Flüssigkeitsverluste beim Menschen nicht durch reines (= destilliertes) Wasser ausgeglichen werden dürfen, da dabei osmotische Extremsituationen entstehen können, die zum Tode führen. Man verwendet eine „physiologische“ Kochsalzlösung (0,95 g NaCl in 100 g Wasser) (ZEECK *et al.* 2000).

Die Verwendung von physiologischer Kochsalzlösung als geeignetes Lagermedium für Dentinproben ist in der Literatur mehrfach belegt worden (COOLEY und DODGE 1989, RETIEF *et al.* 1989, HAWKINS *et al.* 1997).

2.5.3 Eigenschaften von Thymol 0,1%

Thymol zeichnet sich durch eine starke desinfizierende fungizide und bakterizide Wirkung aus und wird wegen seines angenehmen Geschmacks in Mundwässern, Zahnpasta und in 5%iger alkoholischer Lösung zur Hautdesinfektion beziehungsweise lokal gegen Hautpilze eingesetzt, zum Beispiel zur Behandlung von Candidainfektionen bei AIDS-Patienten.

Thymol ist ein Phenolderivat und findet im Rahmen von Adhäsions-Studien häufig Verwendung als Lagerungsmedium von Testzähnen. Bei Phenolverbindungen wurde bereits eine Inhibition der Polymerisation von Methylmethacrylat durch eine Reaktion mit freien Radikalen nachgewiesen (FUJISAWA und KADOMA 1992), was zu niedrigeren Scherfestigkeitswerten führen könnte (TOSUN *et al.* 2007).

2.5.4 Eigenschaften von Formalin 10%

Definitionsgemäß handelt es sich bei 10%igem Formalin um eine 1:10 verdünnte Formalin-Lösung mit einem Formaldehydgehalt von 3,6 - 4,0% (10% Formalin = ca. 4% Formaldehyd in wässriger Lösung). Das Institut für Pathologie der Universität Bern schreibt, dass der Sprachgebrauch in Bezug auf „Formalin“ häufig nicht konsequent ist und in der Regel der Ausdruck „4% Formaldehyd“ verwendet wird, da dieser Ausdruck die Konzentration der wirksamen Substanz bezeichnet. Damit ist eine neutral gepufferte, wässrige Lösung von Formaldehyd mit einer Konzentration von ca. 4% gemeint (UNIVERSITÄT BERN 2008). Formaldehyd ist der einfachste Aldehyd und wird auch Methanal genannt. An seinem Carbonyl-C-Atom hängen zwei H-Atome, sodass sich die Formel HCHO ergibt (ZEECK *et al.* 2000). Formaldehyd ist ein farbloses, stechend riechendes Gas, das sich in Wasser, Ethanol und Äther leicht löst. Formalin dagegen ist eine gesättigte, wässrige Lösung von Formaldehyd mit einem Formaldehydgehalt von 36-40% (UNIVERSITÄT BERN 2008).

Formalin zeichnet sich durch eine gute desinfizierende Wirkung aus und verhindert darüber hinaus die Sporenbildung. Da es zudem sehr preiswert und einfach in der Handhabung ist, erscheint es für Forschungszwecke sehr geeignet (DOMINICI *et al.* 2001).

Allerdings kann Formaldehyd bei unsachgemäßer Anwendung auch Allergien, Haut-, Atemwegs- oder Augenreizungen verursachen. Bei chronischer Exposition ist es kanzerogen. Im Jahr 2004 wurde die Substanz Formaldehyd von der internationalen Organisation für Krebsforschung (IARC) der Weltgesundheitsorganisation (WHO) als „krebserregend für den Menschen“ (CMR-Gefahrstoff) eingestuft.

2.5.5 Eigenschaften von H₂O₂ 3%

Wasserstoffperoxid (H₂O₂) ist eine blassblaue, in verdünnter Form farblose, weitgehend stabile Flüssigverbindung aus Wasserstoff und Sauerstoff. Es ist etwas visköser als Wasser, eine schwache Säure und gegenüber den meisten Stoffen ein gutes Oxidationsmittel. Es fungiert als starkes Bleich- und Desinfektionsmittel. In der Zahnmedizin wird H₂O₂ in unterschiedlichen Konzentrationen zur lokalen Desinfektion des Zahngewebes und zur Blutstillung bei kleineren Eingriffen verwendet.

3 Zielsetzung

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollen folgende Fragen geklärt werden:

1. Nimmt das Lagermedium Einfluss auf den Haftverbund mittels Etch & Rinse-Technik adhäsiv befestigter Komposite an humanen und bovinen Schmelz- und Dentinproben?
2. Zeigen sich Unterschiede der Haftwerte hinsichtlich der Herkunft des Zahnmaterials (bovin, human)? Stellen unter diesen Aspekten bovine Zähne eine brauchbare Alternative für humanes Zahnmaterial bei In-vitro-Studien dar?
3. Können ungeachtet des Zahnmaterials (human oder bovin, Schmelz oder Dentin) Aussagen über Lagermedien für Testzähne einer In-vitro-Studie abgeleitet werden, welche einen mechanisch besonders stabilen Verbund bzw. einen weniger stabilen Verbund fördern?

4 Material und Methode

4.1 Das Adhäsivsystem

Für den Versuch werden neben einem Phosphorsäuregel das Adhäsiv Contax® Bond sowie das Komposit Ecusit®-Composite für den adhäsiven Aufbau verwendet (DMG, Hamburg; Tabelle 4.1).

Tabelle 4.1 Materialien für den adhäsiven Aufbau

Technik	Material	Hauptinhaltsstoffe laut Herstellerangaben
Total Etch	Ätzelgel (DMG, Hamburg) Art.Nr.: 42038 Chargennr.: 575563	<ul style="list-style-type: none"> • 37%iges Phosphorsäuregel
	Contax® Bond (DMG, Hamburg) Art.Nr.: 44574 Chargennr.: 573814	<ul style="list-style-type: none"> • Hydrophile und saure Bis-GMA-basierte Harzmatrix • Katalysator
Komposit	Ecusit®-Composite (DMG, Hamburg) Art.Nr.: 020517 Chargennr.: 577579	<ul style="list-style-type: none"> • Feinstglas • SiO₂ • 77 Gew.% Füllstoffe

Als Ätzelgel wurde das universelle Ätzelgel (37%iges Phosphorsäuregel) der Firma DMG (Hamburg) verwendet, welches für die Schmelz- und Dentinkonditionierung indiziert ist.

Bei Anwendung der Total-Etch-Technik wird der Ätzevorgang beim Schmelz begonnen und dann auf das Dentin ausgeweitet, sodass die Einwirkzeit auf dem Schmelz zwischen 20 und 60 Sekunden beträgt und die Einwirkzeit auf dem Dentin 15 Sekunden nicht überschreitet. Da im Rahmen der Studie die Zahnoberflächen Schmelz und Dentin separat behandelt wurden, betrug die

Einwirkzeit auf dem Schmelz genau 30 Sekunden und auf dem Dentin 15 Sekunden.

Als Adhäsiv wurde Contax® Bond verwendet. Hierbei handelt es sich ebenfalls um ein Produkt der Firma DMG (Hamburg), welches sich aus einer hydrophilen und sauren Bis-GMA-basierten Harzmatrix sowie einem Komposit-Katalysator zusammensetzt.

4.2 Zähne

Im Rahmen der Studie wurden jeweils 100 humane dritte Molaren und bovine Inzisivi verwendet. Als humane Testzähne dienten 100 annähernd gleich große menschliche dritte Molaren, die nach der Extraktion von Hamburger Zahnärzten gesammelt und in Leitungswasser aufbewahrt wurden, um ein Austrocknen zu vermeiden. Die Molaren mussten folgende Kriterien erfüllen:

- möglichst keine Beschädigung durch die Extraktion
- kein Kariesbefall
- keine vorhandene Versorgung
- (fast) abgeschlossenes Wurzelwachstum

Die Zähne wurden mit Scalern und Bürsten von anhaftenden Geweberesten, ggf. auch Zahnstein und Konkrementen befreit und anschließend randomisiert auf 2x5 Gruppen verteilt (5 Gruppen mit n=10 für Schmelzproben und 5 Gruppen mit n=10 für Dentinproben). Diese wurden in einem von fünf verschiedenen Lagerungsmedien (siehe 4.3) für sechs Wochen gelagert, wobei das Lagerungsmedium wöchentlich erneuert wurde.

Als bovine Testzähne dienten 100 Inzisivi, die nach Erhalt der Zähne vom Schlachthof zuerst in 0,5%iger Cloramin T-Lösung aufbewahrt wurden. Die Zähne wurden bis zu ihrer weiteren Verarbeitung maximal eine Woche im Kühlschrank bei 4°C - 8°C gelagert. Auswahlkriterien waren:

- keine durch die Extraktion zerstörte Krone
- eine ausreichende Größe bzw. faciale Oberfläche des Zahnes
- keine starken Verfärbungen der Zahnoberfläche
- kein obliterierter Wurzelkanal (da dieser benötigt wurde, um später mit der Metallklammer die Teflonform zu fixieren)

Anschließend wurden die Zahnwurzeln mit einer Bandsäge Typ F155 (Proxxon GmbH, Niersbach, Deutschland) unter Wasserkühlung von den Zähnen abgetrennt. Danach wurden die Gewebereste mit einem Skalpell von den Zähnen entfernt und die Pulpa wurde mit einer Pinzette herausgezogen. Die so gereinigten Zähne wurden wie die humanen Zähne auf 2×5 Gruppen verteilt und für sechs Wochen in einem der fünf Lagerungsmedien gelagert, wobei auch hier das Lagerungsmedium wöchentlich gegen eine jeweils frisch angesetzte Lösung ersetzt wurde.

4.3 Lagerungsmedien und Lagerungsbedingungen

Die humanen und bovinen Testzähne wurden für sechs Wochen in fünf unterschiedlichen Lagerungsmedien gelagert (Tabelle 4.2). Diese wurden in den entsprechenden Konzentrationen in der Apotheke bestellt.

Tabelle 4.2 Lagerungsmedien und Gruppeneinteilung

Gruppe	Lagerungsmedium	Human-Schmelz (n)	Human-Dentin (n)	Rinder-Schmelz (n)	Rinder-Dentin (n)
1	Leitungswasser	10	10	10	10
2	NaCl 0,9 %	10	10	10	10
3	Thymollösung 0,1%	10	10	10	10
4	Formalinlösung 10%	10	10	10	10
5	H ₂ O ₂ 3%	10	10	10	10

Nachdem die humanen und bovinen Testzähne auf jeweils 2×5 Gruppen aufgeteilt worden waren, wurden sie in ein mit 200ml des jeweiligen Lagerungsmediums gefülltes verschlossenes braunes Weithalsglas eingebracht und in einen 37°C ± 1°C warmen Wärmeschrank gestellt. Aus diesem wurden sie einmal wöchentlich herausgenommen, um das Lagerungsmedium gegen eine jeweils frisch angesetzte Lösung zu ersetzen. Nach der 6-wöchigen Lagerung wurden die Zähne aus den Lösungen entnommen und mit Leitungswasser abgespült.

4.4 Herstellung der Proben

4.4.1 Vorbereitung der Testzähne

Unmittelbar vor der Versuchsdurchführung wurden die Zähne an ihrer fazialen Fläche mit einer wassergekühlten Schleifmaschine (Struers, Willich, Deutschland) auf den gewünschten Untergrund (Schmelz oder Dentin) mit Schleifpapier P80 (Körnung 196,0 μm) abgeschliffen. Danach fand ein Feinschliff mit Schleifpapier der Stärke P500 (Körnung 30,0 μm) statt. Beim Beschleifen des Zahnes war besonders darauf zu achten, dass auch nur die gewünschte Oberfläche zu sehen war (Schmelz oder Dentin). Wurde bei dem Beschleifen der Dentinoberfläche die Pulpenkammer eröffnet, war dieser Zahn unbrauchbar und musste verworfen werden. Das Zahnmaterial musste eine plane Oberfläche aufweisen, um später den Prüfkörper exakt positionieren zu können. Bis zur weiteren Behandlung wurden die frisch angeschliffenen Zähne in Leitungswasser aufbewahrt, um sie vor dem Austrocknen zu schützen. Bei den bovinen Zähnen wurden pro Gruppe 10 Zähne auf Schmelz und 10 Zähne auf Dentin abgeschliffen.

Im Unterschied zu den bovinen Testzähnen mussten die humanen Zähne aufgrund ihrer kleineren Größe zuerst eingebettet werden, um sie später in einer Zwick-Prüfmaschine (Zwick Z010, Gerätenummer F015, Zwick GmbH & Co, Ulm, Deutschland) einspannen zu können. Hierzu wurden die Zähne einzeln in einen 2cl großen Plastikbecher gelegt und mit einem kalt polymerisierenden Harz (Gießharz GTS, Vosschemie GmbH, Uetersen, Deutschland) übergossen, bis sie komplett mit Harz bedeckt waren. Die Aushärtung fand unter Abzug statt, wobei die Aktivierung so zu wählen war, dass das Harz langsam (ca. 2 Tage) aushärtet. So wurde gewährleistet, dass die Temperaturentwicklung bei der Aushärtung des Harzes möglichst gering war und das Zahnmaterial keine Schädigung erfuhr. Nachdem das Harz vollständig ausgehärtet war, wurden die eingebetteten Zähne aus den Plastikbechern entnommen und auf den gewünschten Untergrund abgeschliffen. Dabei wurden die Testzähne, die auf Dentin getestet werden sollten, von okklusal beschliffen. Die Schmelzproben erhielten einen approximalen Schliff. Dies war notwendig, da aufgrund des okklusalen Reliefs keine plane Schmelzoberfläche von okklusal erzielt werden konnte. Die Größe

der zu behandelnden Oberfläche bei den humanen Zähnen war jedoch kleiner, was die weitere Behandlung erschwerte. Die angeschliffenen 100 Zähne wurden bis zur weiteren Behandlung in Leitungswasser aufbewahrt.

4.4.2 Konditionieren mittels Etch & Rinse-Technik und Fertigstellung der Prüfkörper

Die einzelnen Zähne wurden erst unmittelbar vor der Behandlung aus dem Wasser genommen und die Feuchtigkeit wurde mit ölfreier Druckluft entfernt. Beim anschließenden Auftragen des Adhäsiv-Systems wurde entsprechend der Gebrauchsinformation des Herstellers verfahren:

Auf die getrocknete Zahnoberfläche wurde das Phosphorsäuregel mit einem Einmalpinsel verteilt und auf Schmelz 30 Sekunden sowie auf der Dentinoberfläche 15 Sekunden belassen. Anschließend wurde das Ätzgel 20 Sekunden mit destilliertem Wasser abgespült. Die Zahnoberfläche wurde dann vorsichtig mit einem Zellstofftuch trocken getupft. Anschließend wurde ein Tropfen Bond (Contax® Bond, DMG, Hamburg) mit einem Microbrush aufgetragen und für 20 Sekunden vorsichtig einmassiert. Nach kurzem Verblasen des Bondings wurde die Zahnoberfläche für 10 Sekunden mit einer Polymerisationslampe (Translux EC, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) belichtet.

Zur Applikation des Füllungsmaterials (Ecusit®-Composite, DMG, Hamburg) wurde ein Teflonring (\varnothing 3mm, Höhe 3mm) so auf dem Zahn befestigt, dass er plan auflag. Er wurde mit einer Metallklammer fixiert, sodass er nicht mehr verrutschen konnte. In diese Form wurde das Füllungsmaterial mit einem Kugelstopfer möglichst blasenfrei appliziert und für 40 Sekunden mit der Polymerisationslampe (Translux EC, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) belichtet (Abbildung 4.1, Abbildung 4.2). Nach der Aushärtung wurde die Teflonform durch vorsichtiges Auseinanderziehen und Lösen der Metallklammer entfernt. Überstehende Reste des Füllungsmaterials wurden mit dem Skalpell entfernt.

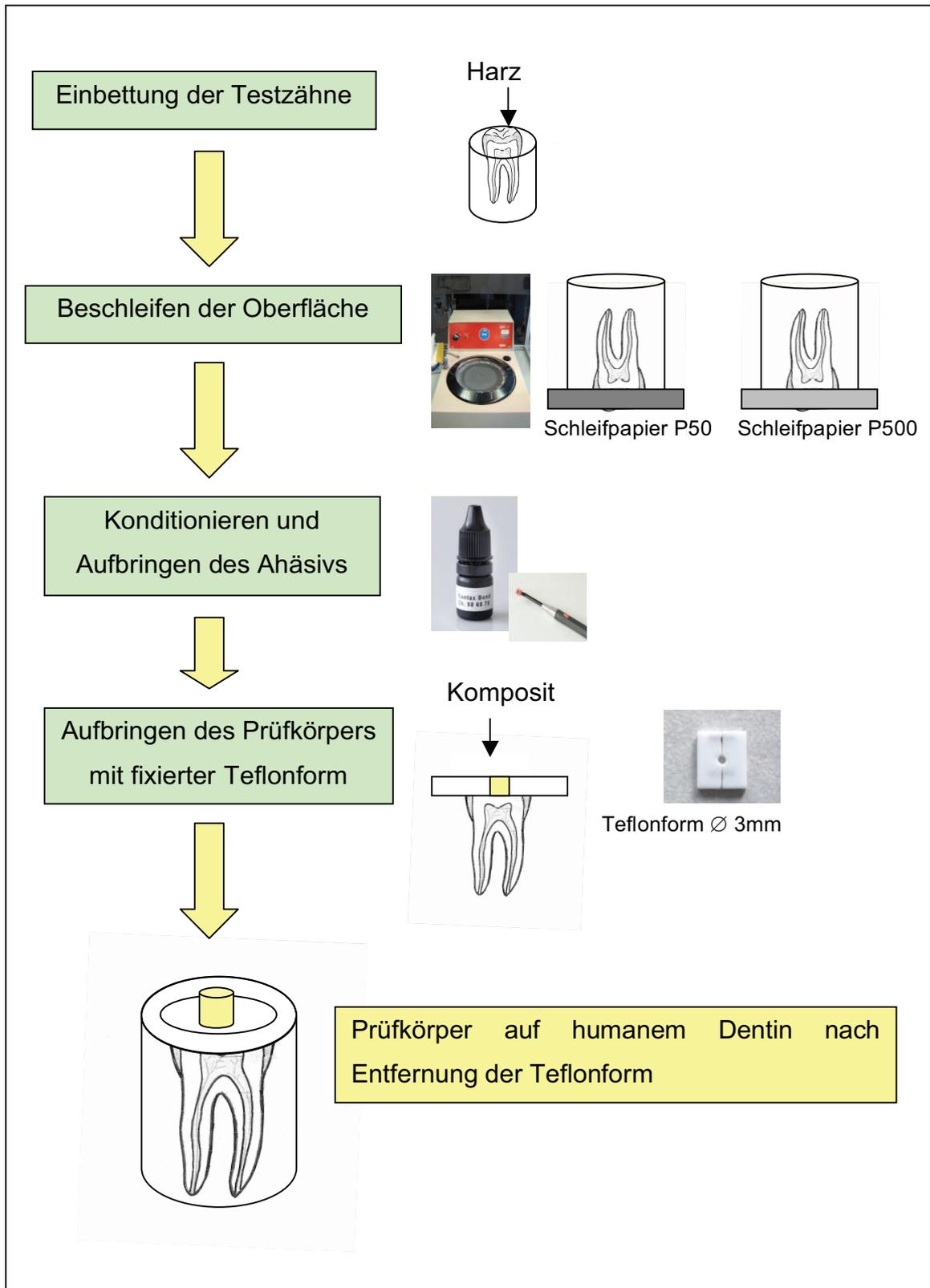


Abbildung 4.1 Herstellung der humanen Testzähne

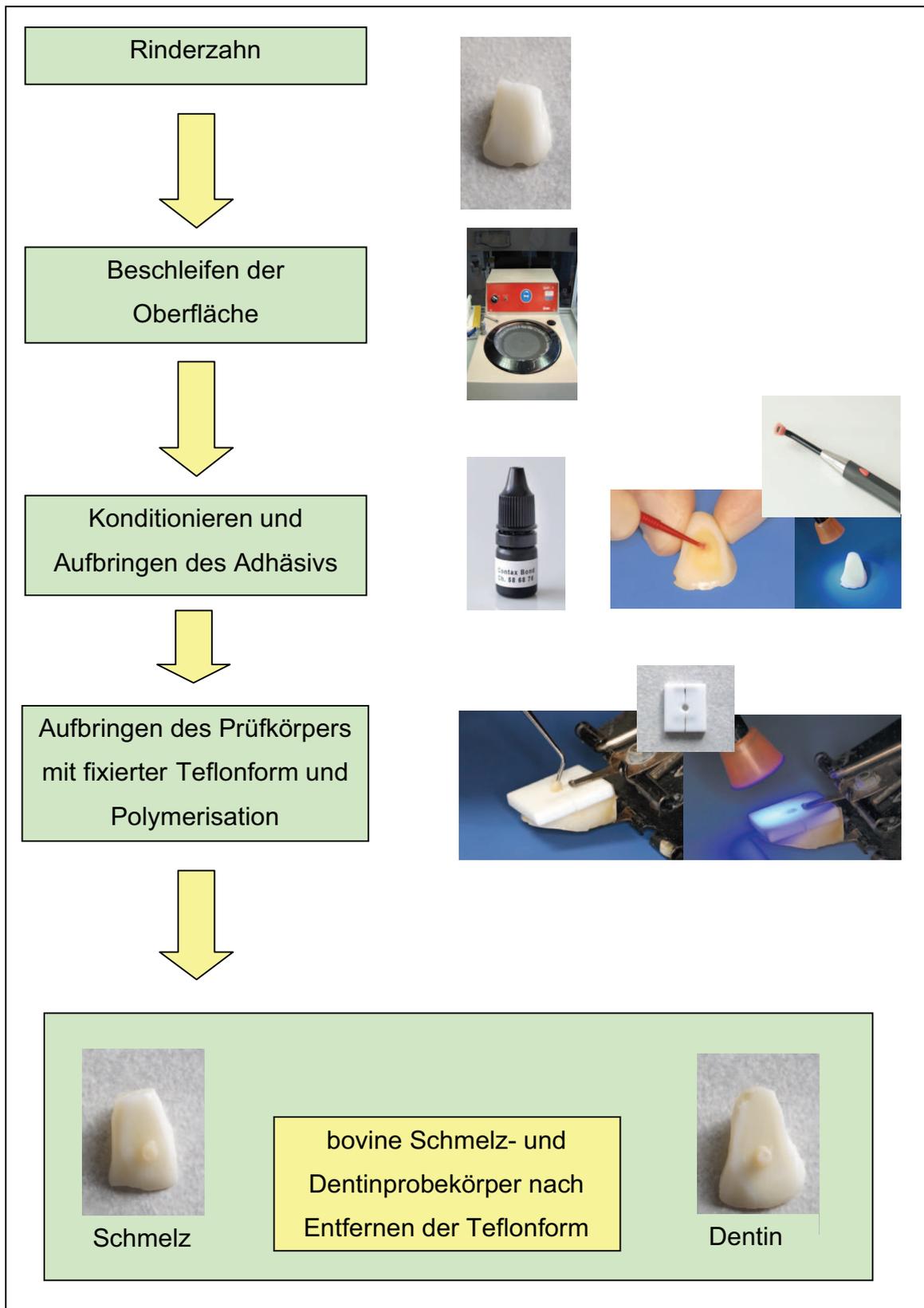


Abbildung 4.2 Herstellung der bovinen Testzähne

Die präparierten und mit Komposit adhäsiv vorbereiteten Zähne wurden im Wasserbad bei $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ für $23 \pm 1\text{h}$ gelagert. Vor der Versuchsdurchführung wurde das Wasserbad innerhalb einer Stunde auf 23°C abgekühlt.

4.5 Scherversuch

Die präparierten humanen und bovinen Testzähne wurden einem Abscherversuch unterzogen, bei dem die zum Abscheren des Komposit-Prüfkörpers aufzuwendende Kraft ermittelt wurde. Bei dem Scherversuch, schematisch in Abbildung 4.3 dargestellt, wurde der Zahn mit dem Komposit-Prüfkörper in eine Schraubzwinde (Abbildung 4.4) eingespannt, sodass beim Herunterfahren der Maschine der Scherstempel den Prüfkörper abscheren konnte.

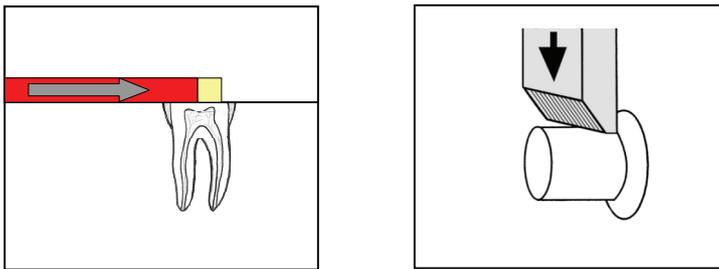


Abbildung 4.3 Abscheren des Prüfkörpers

Die Scherversuche zur Bestimmung der Haftfestigkeit wurden mit einer Universalprüfmaschine (Zwick Z010, Gerätenummer F015, Zwick GmbH & Co, Ulm, Deutschland) durchgeführt (Abbildung 4.4), welche an ein EDV-System angeschlossen war. Zur Auswertung des Versuchs wurde die Software „testXpert“ der Firma Zwick verwendet.

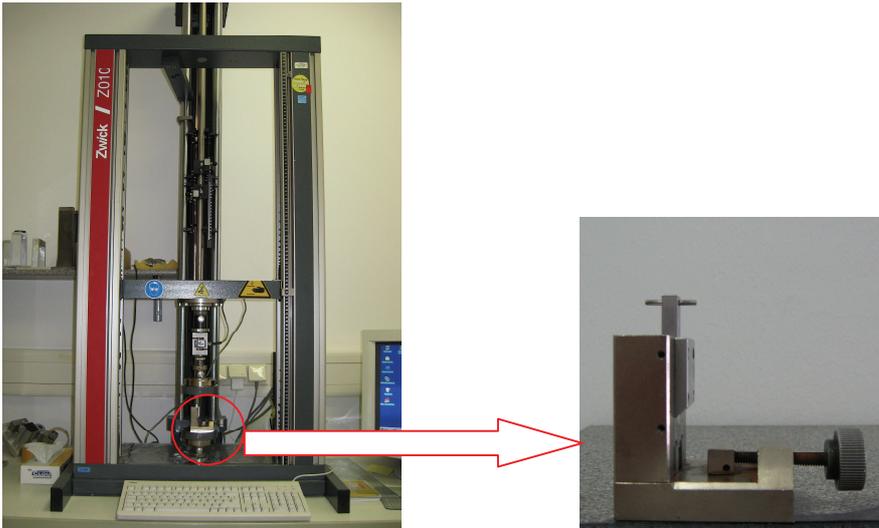


Abbildung 4.4 Zwick Universalprüfmaschine mit Schraubzwinde (rechts)

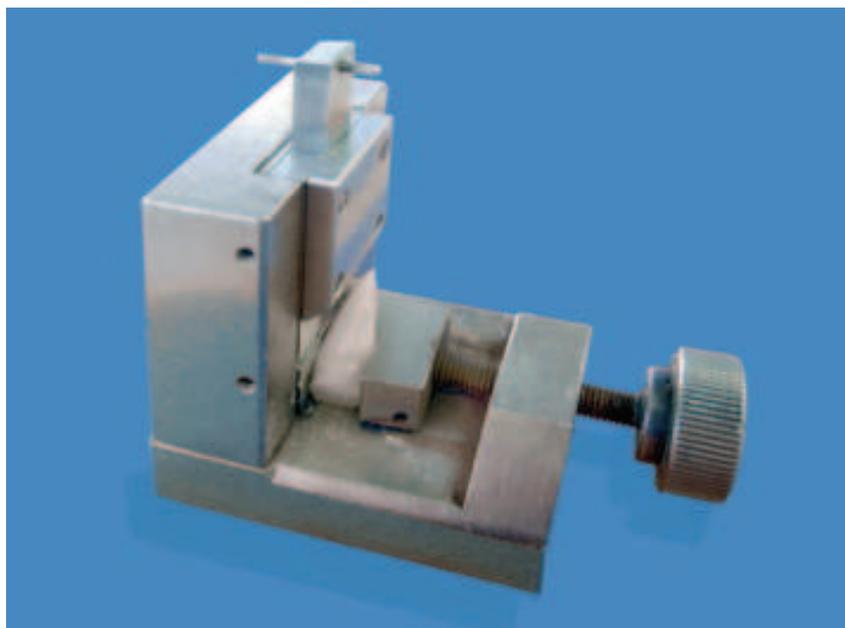


Abbildung 4.5 Schraubzwinde mit eingespanntem Rinderzahn

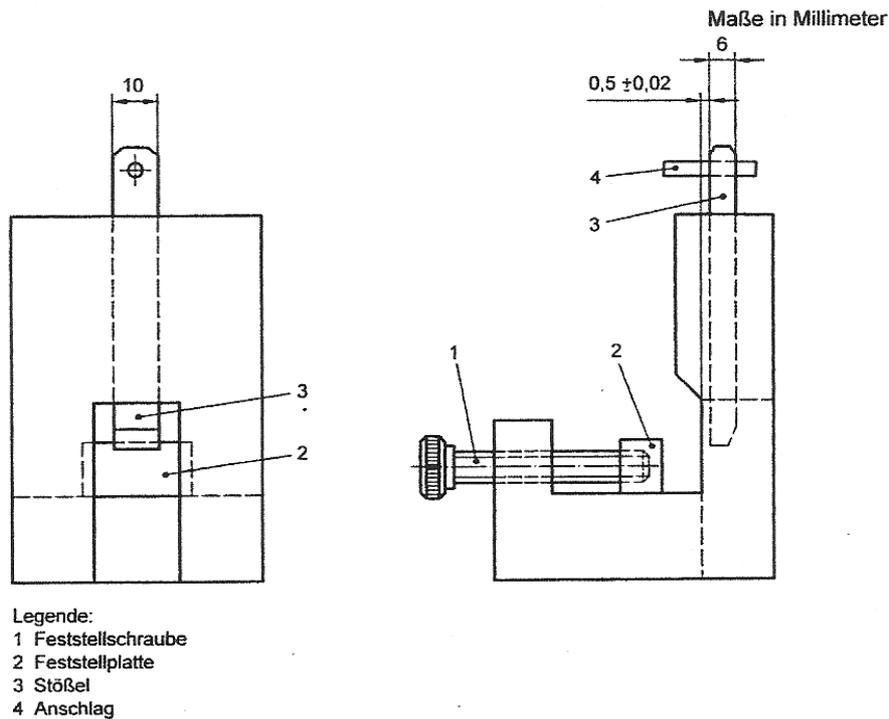


Abbildung 4.6 schematischer Aufbau der Schraubzwinde

Die Prüfung fand bei einer Raumtemperatur von $23 \pm 1^\circ\text{C}$ statt. Die einzelnen Zähne wurden erst kurz vor der Messung dem Wasserbad entnommen und mit einem Zellstofftuch getrocknet. Die zu vermessenden Prüfkörper wurden nacheinander so in eine Schraubzwinde eingespannt, dass der Abscherstempel auf dem Abscherprüfkörper aufsaß und der präparierte Zahn rutsicher plan anlag. In die Schraubzwinde war ein vertikal mobiles Scherblatt in Keilform (oberer Hebel) so präzise eingearbeitet, dass die von oben wirkenden Druckkräfte über dieses Blatt direkt auf den Prüfkörper wirken konnten. Die Abschervorrichtung wurde derart in die Zwick-Prüfmaschine gestellt, dass die herunterfahrende 1kN-Messzelle den Abscherstempel genau mittig traf. Nun konnten die von der Prüfmaschine erzeugten Kräfte gemessen und dokumentiert werden.

Es wurden 10 Zähne pro Serie hintereinander vermessen. Hierzu wurde das entsprechende Programm der Prüfmaschine aufgerufen:

- SBS 1kN eingebettete Zähne.zpv Version AA (Universeller Druck-Biegeversuch) für humane Zähne, oder
- SBS 1kN uneingebettete Zähne.zpv Version AA (Universeller Druck-Biegeversuch) für bovine Zähne.

Bei der Durchführung der Versuche wurden die Rohdaten in Form von Prüfprotokollen und Seriengraphiken aufgezeichnet. Angegeben wurden in dem Programm der Prüfmaschine bereits der Mittelwert der Messserie mit der entsprechenden Standardabweichung und dem Maximalwert. Mit Hilfe des EDV-Systems erfolgte eine graphische Darstellung des Messverlaufs. Die Durchführung des Scherversuchs wurde als Echtzeitdiagramm in Form einer Seriengraphik aufgezeichnet. Die Belastung auf den Prüfkörper wurde so lange erhöht, bis es zum Bruch kam. Dieser ist als senkrechter Abfall des Kraft/Weg-Graphen dargestellt. Für jedes Lagerungsmedium wurden ein Prüfprotokoll und eine Seriengraphik erstellt.

Die Grundfläche des abgescherten Füllungsmaterials wurde charakterisiert, indem mit Hilfe der Schieblehre der Durchmesser des Prüfkörpers bestimmt wurde. Der Mittelwert des Durchmessers ($\approx 3\text{mm}$) wurde in die entsprechende Zeile des Programms eingetragen, wobei der Wert der Scherfestigkeit automatisch korrigiert wurde. Diese kleinen Abweichungen kamen durch eine geringe Beweglichkeit der beiden Hälften der Teflonform bei der Herstellung der Prüfkörper zustande.

4.6 Statistische Auswertung

Die Einzelergebnisse wurden in das Statistikprogramm SPSS (Version 15.0, SPSS GmbH, München, Deutschland) überführt. Dort wurden für die Messwerte für die einzelnen Lagerungsmedien Mittelwerte gebildet und statistisch analysiert.

Die statistische Beurteilung erfolgte mittels t-Test für unabhängige Stichproben zum paarweisen Vergleich von Ergebnissen, welche unter identischen Bedingungen mit humanen oder bovinen Zähnen erzielt worden waren. Mehrfachvergleiche zwischen den fünf Gruppen mit unterschiedlichen Lagerungsbedingungen erfolgten mittels Varianzanalyse (Anova) mit

anschließenden paarweisen Vergleichen (Post-Hoc-Testung mit Bonferroni-Korrektur). Als zu unterschreitendes Signifikanzniveau war bei allen Tests eine Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0,05$ festgelegt worden.

Zur Auswertung wurden Diagramme mit *Box- und Whiskers-Plots* gewählt, die ein Anzeigen univarianter Datensätze ermöglichen. Dabei beschreibt die „Box“ den Bereich, in dem die mittleren 50% der Daten liegen und den Median, der als durchgehender Strich in der Box eingezeichnet wird. Der Median ist derjenige Wert, der gleich viele Werte, die größer sind als er, und solche, die kleiner sind als er, voneinander teilt; er halbiert also die Grundgesamtheit. Durch die „Whiskers“ wird mit der Spannweite ein Dispersionsmaß (Maß über die Variabilität einer Verteilung) angezeigt.

Es lassen sich mit fünf Werten (Median, unteres und oberes Quartil, Minimum und Maximum) die wichtigsten Eigenschaften einer Verteilung (ohne Ausreißer) darstellen. Die Endbegrenzungen der Whiskers markieren die Extremwerte innerhalb des 1,5-fachen Interquartilsabstands oberhalb des 75- und unterhalb des 25-Perzentils. Daten, welche zwischen der inneren und der äußeren Begrenzung (o) und diejenige außerhalb der äußeren Begrenzung (*) liegen, werden einzeln eingezeichnet. Somit ist ein schneller Überblick über extreme Datenwerte (Ausreißer) möglich.

5 Ergebnisse

Für die Auswertung der Scherversuche standen 198 Proben zur Verfügung. Zwei Proben konnten dem Versuch nicht unterzogen werden, da sich der Komposit-Prüfkörper vor der Versuchsdurchführung von der entsprechenden Zahnhartsubstanz gelöst hatte. Bei der folgenden Ergebnisdarstellung werden zunächst die in den einzelnen Versuchsgruppen (Lagerungsmedien) erzielten Ergebnisse insgesamt verglichen, anschließend erfolgen differenzierte Betrachtungen für die humanen oder bovinen Zähne sowie für Schmelz- und Dentinproben. Zunächst sei beispielhaft eine von der Software der Prüfmaschine erzeugte Seriengraphik (Echtzeitdiagramm) dargestellt (Abbildung 5.1). Sie stellt die Stauchung (in mm) der Proben bei einwirkender Kraft (in MPa) dar. Um eine Überlagerung der Testwerte einer Prüfreihe zu vermeiden, ist der Beginn der einzelnen Belastungsprüfungen um eine Protokoll-Einheit nach rechts versetzt auf der x-Achse dargestellt.

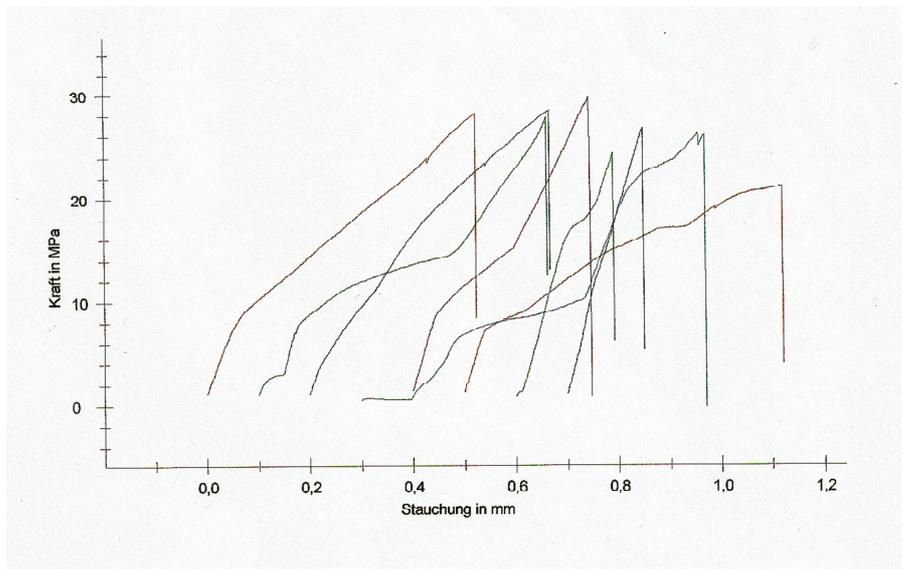


Abbildung 5.1 Beispiel einer Seriengraphik (Rinderschmelz in Leitungswasser)

Die mit dem Abscherversuch erhaltenen Einzelergebnisse der Haftwerte an bovinen wie menschlichen Schmelz- und Dentinproben sind im Anhang, geordnet nach Zahnmaterial und Lagerungsmedium, aufgeführt.

5.1 Haftwerte in den Versuchsgruppen

Tabelle 5.1 enthält eine Übersicht der zum Adhäsionsversagen erforderlichen Scherkräfte (MPa) aller Versuchsgruppen, wobei die Ursprungsart des Zahnmaterials (human, bovin) und das Zahnmaterial (Schmelz, Dentin) unberücksichtigt bleiben. Der höchste Mittelwert wurde für das Lagermedium Formalin 10% (24,5 MPa) und der niedrigste für NaCl 0,9% (17,4 MPa) registriert. Der statistische Test (Anova, Post-Hoc-Testung) zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen Formalin 10% und NaCl 0,9% ($p=0,001$) sowie zwischen Formalin 10% und H_2O_2 3% ($p=0,002$), während zwischen den anderen Gruppen keine signifikanten Unterschiede zu erkennen sind.

Tabelle 5.1 Haftwerte (MPa) der gesamten Proben

Gruppe	n	Mittelwert	Standardabweichung
Leitungswasser	40	20,6	6,9
NaCl 0,9%	39	17,4	8,2
Thymol 0,1%	40	20,6	7,8
Formalin 10%	39	24,5	7,8
H_2O_2 3%	40	17,8	8,7
Gesamt	198	20,2	8,2

Die ermittelten Haftwerte sind zudem graphisch in einem Boxplotdiagramm dargestellt (Abbildung 5.2). Bei der Gruppe H_2O_2 3% ist mit der Nummer 50 ein Ausreißer gekennzeichnet. Dieser liegt mit einem Haftwert von 45,0 MPa über dem 1,5 fachen des Interquartilabstands.

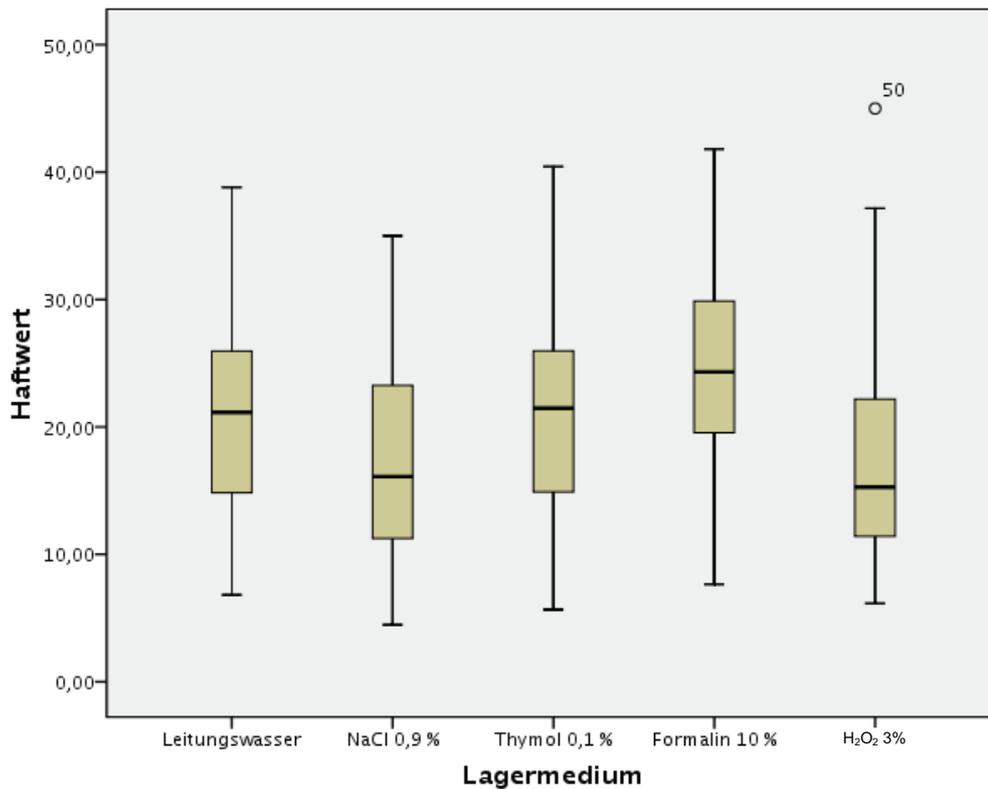


Abbildung 5.2 Boxplot der ermittelten Haftwerte (MPa), Gesamtübersicht

Der statistische Test (Anova, Post-Hoc-Testung) zeigt einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen Formalin 10% und NaCl 0,9% sowie Formalin und H₂O₂ 3% ($p < 0,05$), während zwischen den anderen Gruppen keine signifikanten Unterschiede zu erkennen sind.

5.2 Differenzierte Vergleiche der ermittelten Haftwerte

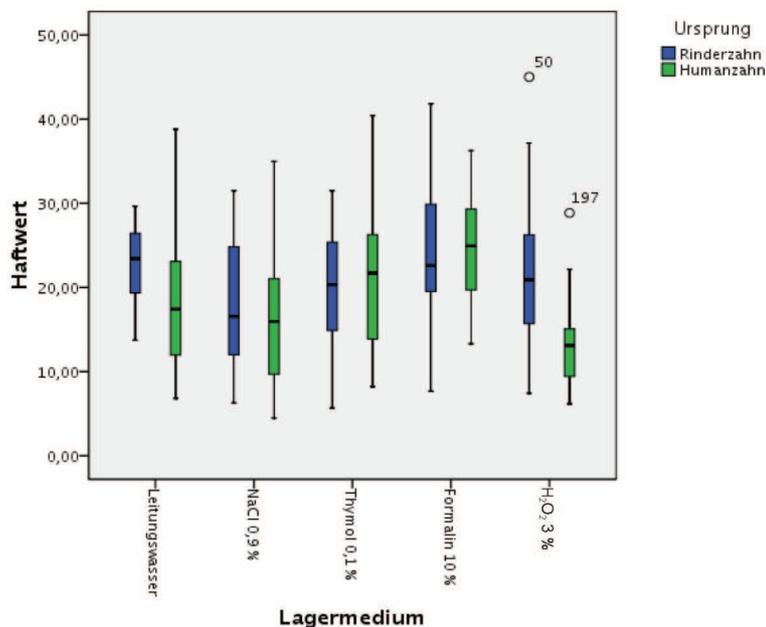
5.2.1 Vergleich getrennt nach Ursprung der Proben

Zunächst sollen die Haftwerte getrennt nach dem Ursprung der Proben (human, bovin) miteinander verglichen werden (Tabelle 5.2). Die bovinen Zähne weisen mit 21,3 MPa einen höheren Scherkraft-Mittelwert auf als die humanen Zähne mit 19,0 MPa. Diese Differenz ist jedoch nicht signifikant ($p = 0,234$, t-Test für unabhängige Stichproben).

Tabelle 5.2 Vergleich Humanzahn mit Rinderzahn

Ursprung	n	Mittelwert	Standardabweichung
Humanzahn	99	19,0	8,5
Rinderzahn	99	21,3	7,8

Allerdings zeigt der folgende Boxplot (Abbildung 5.3), bei dem die einzelnen Lagerungsmedien berücksichtigt sind, deutliche Unterschiede der Haftwerte zwischen den Gruppen. Diese Unterschiede sollen im Folgenden betrachtet werden.

**Abbildung 5.3** Boxplot der ermittelten Haftwerte (Rinderzahn, Humanzahn)

5.2.1.1 Humane Zähne

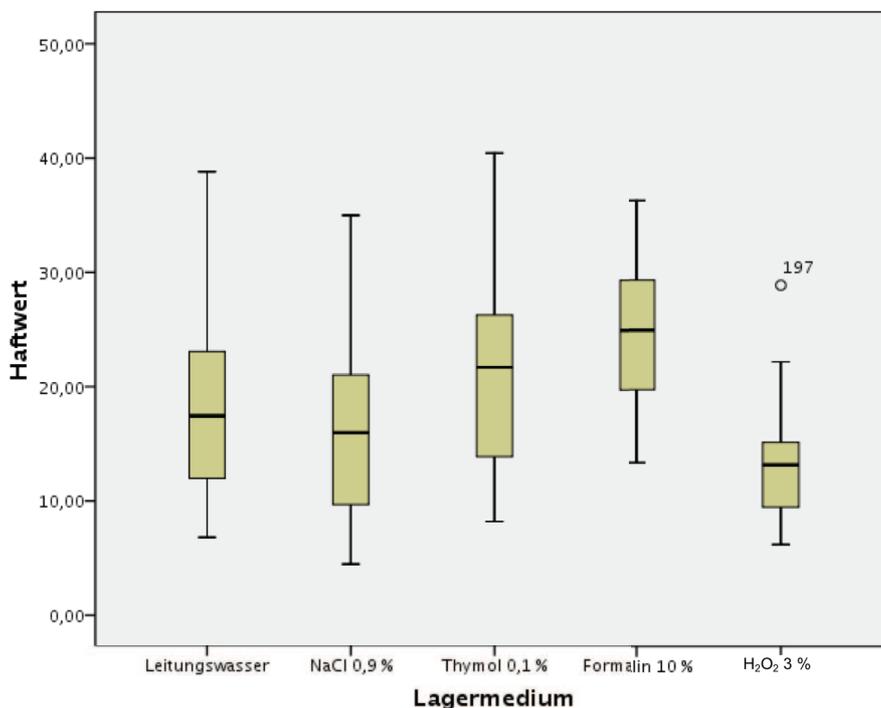
Wie aus Tabelle 5.3 ersichtlich ist, weist unter den humanen Zähnen die Gruppe H₂O₂ 3% mit 13,6 MPa den niedrigsten und die Gruppe Formalin 10% mit 24,8 MPa den höchsten mittleren Scherkraftwert auf.

Die Varianzanalyse zeigt insgesamt signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p > 0,001$). Der Post-Hoc-Test belegt dabei signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen Formalin 10% und NaCl 0,9% ($p = 0,015$) sowie auch zwischen Formalin 10% und H₂O₂ 3% ($p > 0,001$). Außerdem gibt es Unterschiede zwischen den Gruppen H₂O₂ 3% und Thymol 0,1% ($p = 0,018$).

Tabelle 5.3 Haftwerte (MPa) der humanen Proben

Gruppe	n	Mittelwert	Standardabweichung
Leitungswasser	20	18,4	8,1
NaCl 0,9%	19	16,7	8,9
Thymol 0,1%	20	21,4	8,5
Formalin 10%	20	24,8	6,9
H ₂ O ₂ 3%	20	13,6	5,7
Gesamt	99	19,0	8,5

Die Abbildung 5.4 stellt den zugehörigen Boxplot dar, der eine gute Übersicht über die Verteilung ermöglicht. So lassen anhand der längeren Whiskers die Gruppen Leitungswasser, NaCl 0,9% sowie Thymol 0,1% eine größere Streuung erkennen als die Gruppe H₂O₂ 3%.

**Abbildung 5.4** Boxplot der ermittelten Haftwerte für humane Proben

5.2.1.2 Bovine Zähne

Bezüglich der Haftung an bovinen Zähnen weisen die in Formalin 10% gelagerten Zähne mit 24,3 MPa den höchsten Haftwert auf. Die Gruppe NaCl 0,9% bildet mit einem Mittelwert von 18,1 MPa das Schlusslicht. Bei den bovinen Zähnen lassen sich mittels Varianzanalyse keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen erkennen ($p=0,098$).

Tabelle 5.4 Haftwerte (MPa) der bovinen Proben

Gruppe	n	Mittelwert	Standardabweichung
Leitungswasser	20	22,7	4,8
NaCl 0,9%	20	18,1	7,7
Thymol 0,1%	20	19,8	7,2
Formalin 10%	19	24,3	8,8
H ₂ O ₂ 3%	20	22,0	9,2
Gesamt	99	21,3	7,8

Abbildung 5.5 stellt den zugehörigen Boxplot dar. Hier ist zu erkennen, dass die Gruppe Formalin 10% mit dem höchsten Mittelwert nicht den höchsten Median aufweist; dieser tritt in der Gruppe der in Leitungswasser gelagerten Proben zutage. Zudem ist eine große Streuung der Werte zu erkennen. So gehen die Einzelergebnisse der Gruppe Formalin 10% mit einem Minimum von 7,65 MPa (Rinderdentin-Probe) und einem Maximum von 41,8 MPa (Rinderschmelz-Probe) stark auseinander. Daher ist die weiter unten dargestellte getrennte Betrachtung der bovinen Proben mit der Unterscheidung der getesteten Zahnhartsubstanz (Schmelz, Dentin) erforderlich.

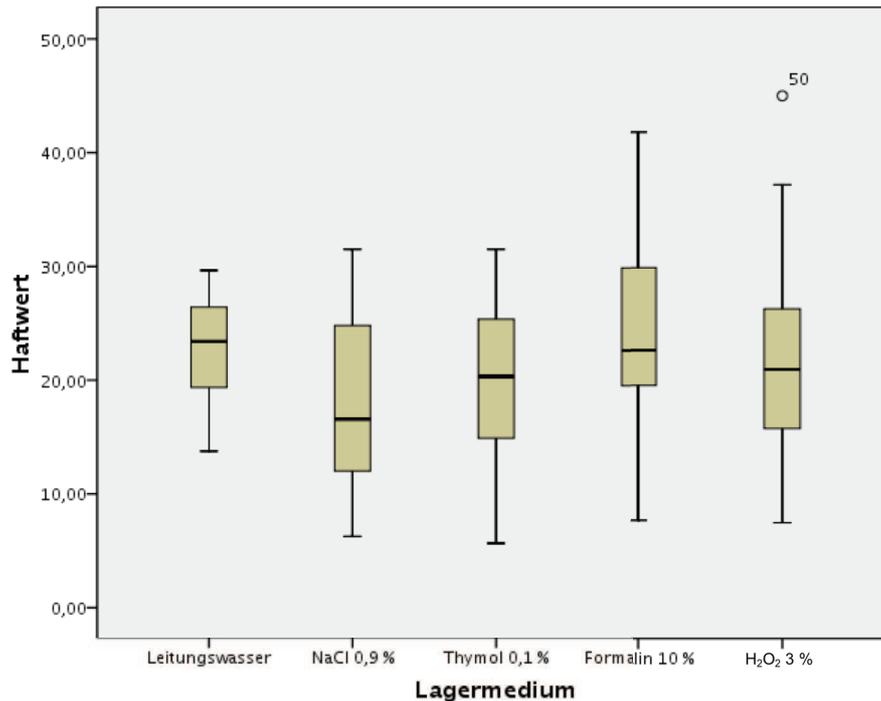


Abbildung 5.5 Boxplot der ermittelten Haftwerte (bovine Zähne)

5.2.2 Vergleich getrennt nach Zahnhartsubstanz

Hier sollen nun die in den einzelnen Gruppen (Lagerungsmedien) ermittelten Scherkraftwerte getrennt nach der verwendeten Zahnhartsubstanz (Schmelz, Dentin) miteinander verglichen werden, wobei der Ursprung der Proben unberücksichtigt bleibt. Die auf Schmelz befestigten Proben weisen im Mittel höhere Haftwerte auf (23,3 MPa) als die auf Dentin befestigten Proben mit 17,1 MPa (Tabelle 5.5). Dieser Unterschied der Haft-Mittelwerte ist hochsignifikant ($p=0,001$).

Tabelle 5.5 Haftwerte (MPa) der Schmelz- und Dentinproben

Material	n	Mittelwert	Standardabweichung
Schmelz (HS,RS)	99	23,3	8,4
Dentin (HD,RD)	99	17,1	6,7

Das Boxplot-Diagramm (Abbildung 5.6) illustriert wiederum eine große Varianz innerhalb der in verschiedenen Medien gelagerten Proben.

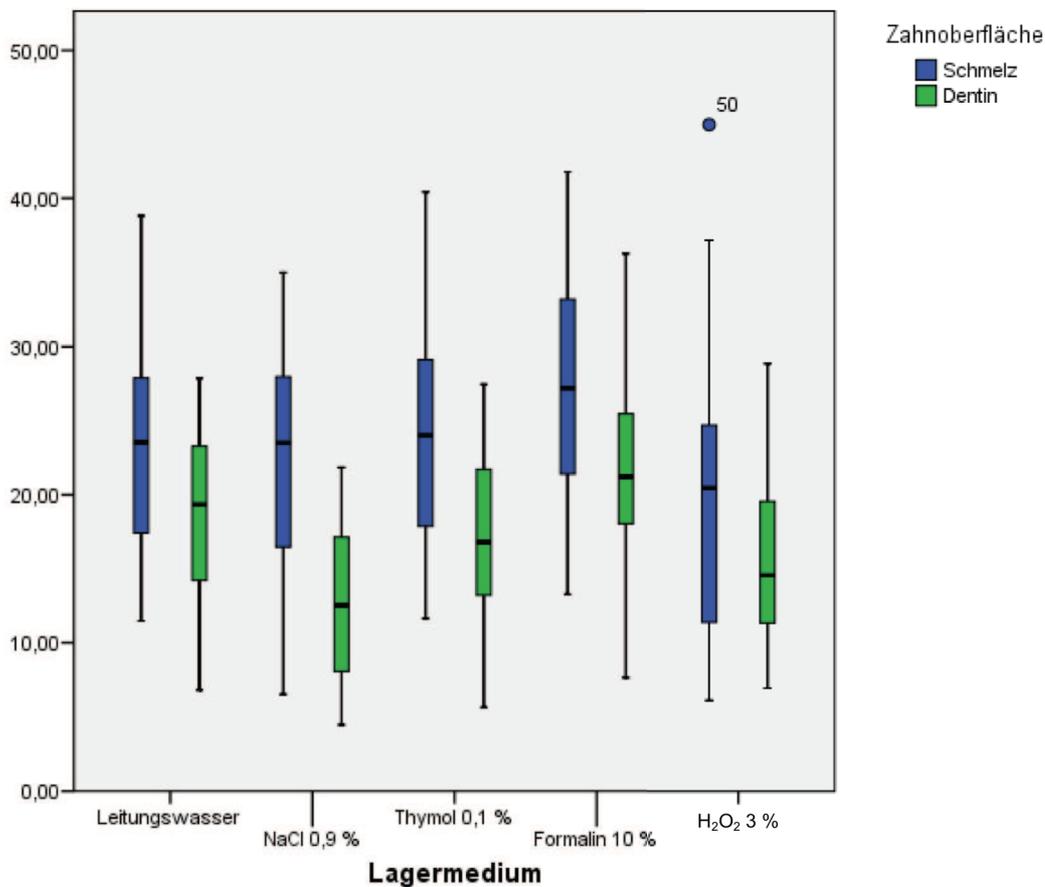


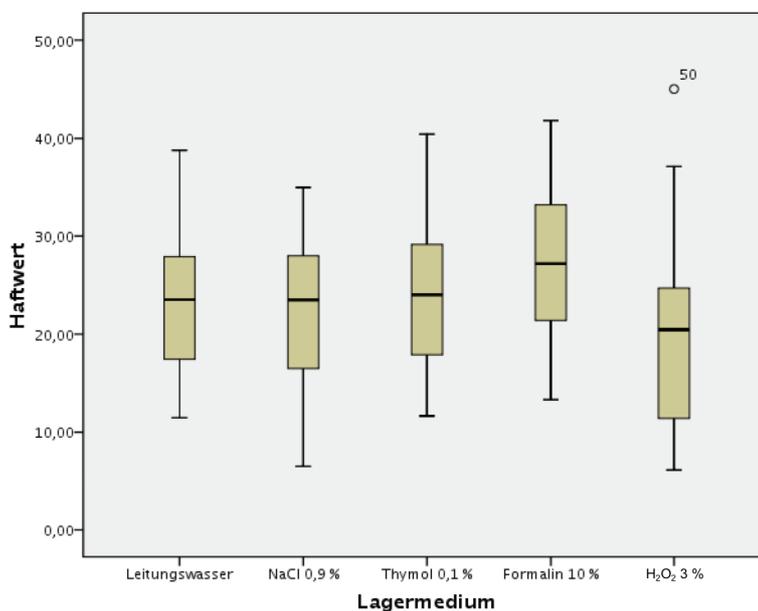
Abbildung 5.6 Boxplot der ermittelten Haftwerte auf Schmelz und Dentin

5.2.2.1 Schmelzproben

Unter den Schmelzproben weist die Gruppe H₂O₂ 3% mit 20,1 MPa den niedrigsten Mittelwert auf (Tabelle 5.6). Der höchste Mittelwert mit 27,3 MPa kann in der Gruppe Formalin 10% verzeichnet werden. Insgesamt lassen sich jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen feststellen (Anova, p=0,099).

Tabelle 5.6 Haftwerte (MPa) der humanen und bovinen Schmelzproben

Gruppe	n	Mittelwert	Standardabweichung
Leitungswasser	20	22,8	7,1
NaCl 0,9%	19	22,4	7,9
Thymol 0,1%	20	23,9	8,0
Formalin 10%	20	27,3	7,6
H ₂ O ₂ 3%	20	20,1	10,3
Gesamt	99	23,3	8,4

**Abbildung 5.7** Boxplot der ermittelten Haftwerte (Schmelzproben)

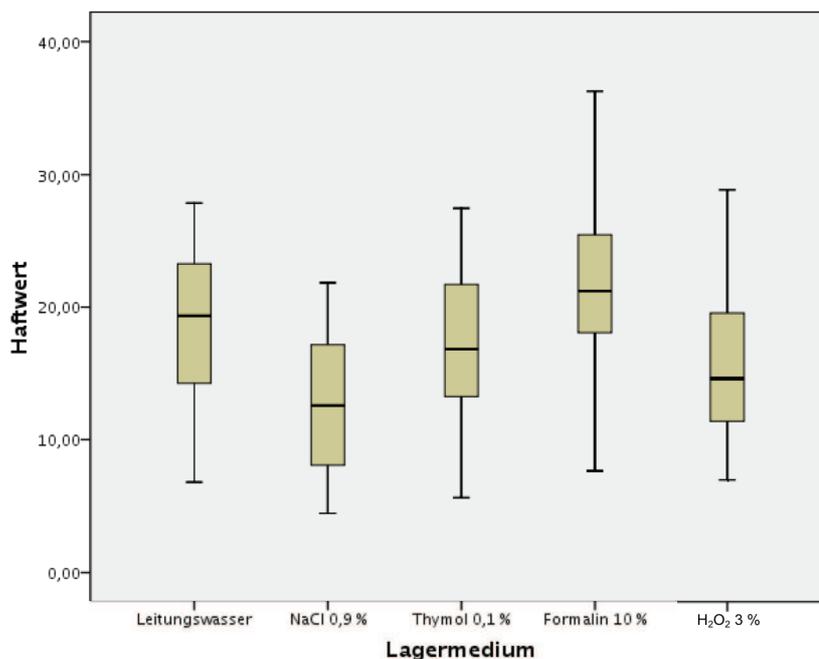
5.2.2.2 Dentinproben

Die auf Dentin gefundenen Haftwerte sind zwischen den verschiedenen Lagerungsgruppen stark unterschiedlich (Tabelle 5.7). Die Differenz der Mittelwerte ist mit einem p-Wert von $p < 0,001$ hochsignifikant (Varianzanalyse). Der Post-Hoc-Test zeigt signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen Leitungswasser und NaCl 0,9% ($p = 0,045$), Formalin 10% und NaCl 0,9% ($p < 0,001$) sowie Formalin 10% und H₂O₂ 3% ($p = 0,024$).

Tabelle 5.7 Haftwerte (MPa) der humanen und bovinen Dentinproben

Gruppe	n	Mittelwert	Standardabweichung
Leitungswasser	20	18,3	6,1
NaCl 0,9%	20	12,7	5,2
Thymol 0,1%	20	17,3	6,2
Formalin 10%	19	21,7	7,0
H ₂ O ₂ 3%	20	15,5	6,1
Gesamt	99	17,1	6,7

Im Boxplot-Diagramm (Abbildung 5.8) ist bei Formalin 10% eine größere Spannweite zu erkennen als in den anderen Gruppen.

**Abbildung 5.8** Boxplot der ermittelten Haftwerte (Dentinproben)

5.2.3 Vergleich getrennt nach Ursprung und Zahnhartsubstanz

Schließlich sollen die in den einzelnen Lagerungsmedien-Gruppen erzielten Haftwerte getrennt nach dem Ursprung (human, bovin) und der verwendeten Zahnhartsubstanz (Schmelz, Dentin) miteinander verglichen werden. Tabelle 5.8 enthält einen Überblick über die in den einzelnen Gruppen gefundenen Scherkraftwerte.

Tabelle 5.8 Mittelwerte und Standardabweichung der Haftwertmessungen (in MPa)

Gruppe	Humanschmelz	Humandentin	Rinderschmelz	Rinderdentin
Leitungswasser	20,4 ± 8,5	16,4 ± 7,5	25,2 ± 4,7	20,3 ± 3,7
NaCl 0,9%	20,9 ± 9,6	13,0 ± 6,5	23,7 ± 6,1	12,4 ± 3,9
Thymol 0,1%	23,7 ± 9,6	19,0 ± 6,9	24,1 ± 6,3	15,4 ± 5,2
Formalin 10%	24,9 ± 7,8	24,6 ± 7,8	29,1 ± 7,0	18,4 ± 6,5
H ₂ O ₂ 3%	12,1 ± 3,9	15,1 ± 6,9	28,1 ± 8,2	16,0 ± 5,4
Gesamt	20,4 ± 9,1	17,6 ± 7,7	26,1 ± 6,7	16,5 ± 5,5
p (Anova)	0,010	0,005	0,217	0,013

Der Höchste Mittelwert wurde für die Gruppe „Rinderschmelz, Formalin 10%“ und der niedrigste für „Humanschmelz, H₂O₂ 3%“ ermittelt.

5.2.3.1 Humane Schmelzproben

Wie aus Tabelle 5.9 ersichtlich, weisen die Proben der Gruppe Formalin 10% mit 24,9 MPa und Thymol 0,1% mit 23,7 MPa einen höheren Mittelwert auf, als die Proben der Gruppe H₂O₂ 3% mit 12,1 MPa. Die Unterschiede sind signifikant (p=0,010, Anova). Mittelwert und Median der Gruppe H₂O₂ 3% liegen weit unter den Werten der anderen Gruppen (siehe auch Abbildung 5.9). Im Einzelnen unterscheidet sich die Gruppe H₂O₂ 3% signifikant von der Gruppe Thymol 0,1% (p=0,026) sowie H₂O₂ 3% von Formalin 10% (p=0,010).

Tabelle 5.9 Haftwerte (MPa) der humanen Schmelzproben

Gruppe	n	Mittelwert	Standardabweichung
Leitungswasser	10	20,4	8,5
NaCl 0,9%	9	20,9	9,6
Thymol 0,1%	10	23,7	9,6
Formalin 10%	10	24,9	7,8
H ₂ O ₂ 3%	10	12,1	3,9
Gesamt	49	20,4	9,1

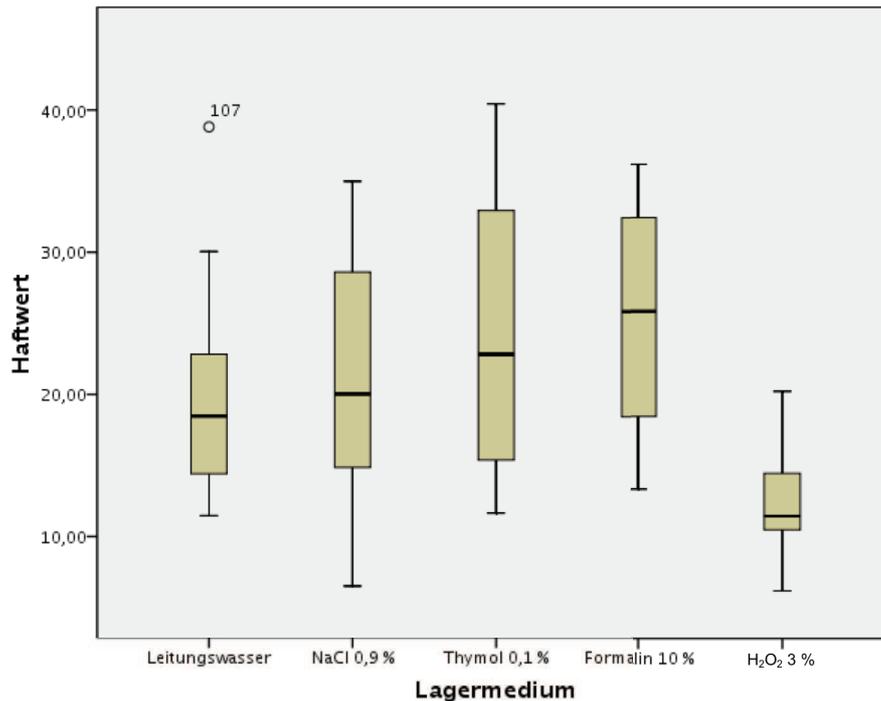


Abbildung 5.9 Boxplot der ermittelten Haftwerte (humane Schmelzproben)

5.2.3.2 Humane Dentinproben

Auch bei den humanen Dentinproben lassen sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen feststellen ($p=0,005$, Anova). Hier unterscheiden sich die Gruppen Formalin 10% und NaCl 0,9% ($p=0,004$) sowie Formalin 10% und H₂O₂ 3% ($p=0,031$) signifikant voneinander. Die zugehörigen Mittelwerte (24,6 MPa für Formalin 10%, 13,0 MPa für NaCl 0,9% und 15,1 MPa für H₂O₂ 3%) sind Tabelle 5.10 zu entnehmen.

Tabelle 5.10 Haftwerte (MPa) der humanen Dentinproben

Gruppe	n	Mittelwert	Standardabweichung
Leitungswasser	10	16,4	7,5
NaCl 0,9%	10	13,0	6,5
Thymol 0,1%	10	19,0	6,9
Formalin 10%	10	24,6	6,3
H ₂ O ₂ 3%	10	15,1	6,9
Gesamt	50	17,6	7,7

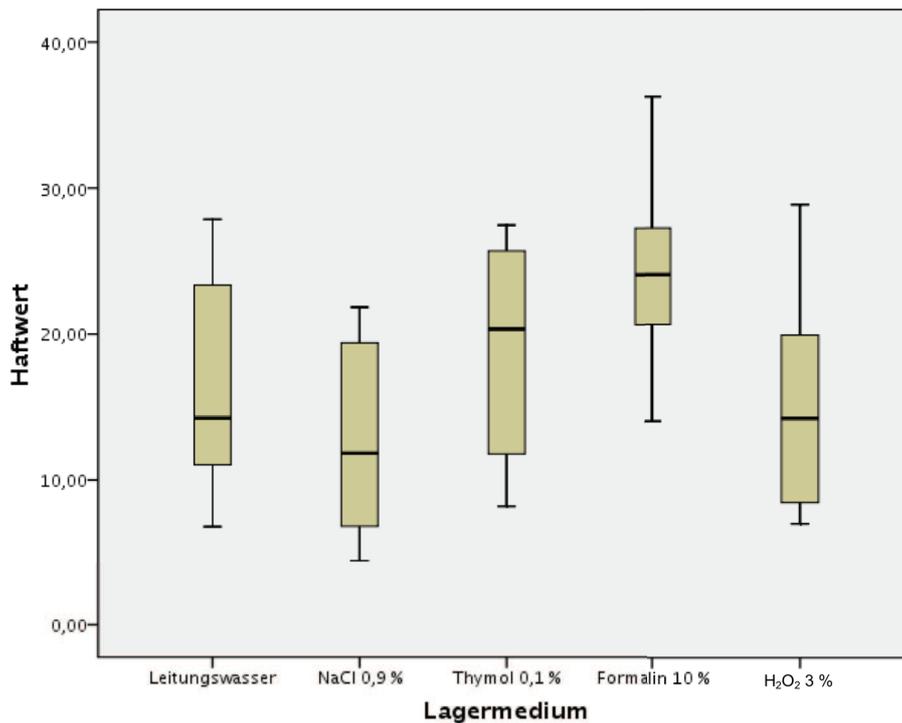


Abbildung 5.10 Boxplot der ermittelten Haftwerte (humane Dentinproben)

5.2.3.3 Bovine Schmelzproben

Bei den bovinen Schmelzproben lassen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Lagerungsmedium-Gruppen feststellen ($p=0,217$, Anova). Auffällig sind hier jedoch die insgesamt sehr hohen Mittelwerte (\bar{x} 26,1 MPa).

Tabelle 5.11 Haftwerte (MPa) der bovinen Schmelzproben

Gruppe	n	Mittelwert	Standardabweichung
Leitungswasser	10	25,2	4,7
NaCl 0,9%	10	23,7	6,1
Thymol 0,1%	10	24,1	6,3
Formalin 10%	10	29,6	7,0
H ₂ O ₂ 3%	10	28,1	8,2
Gesamt	50	26,1	6,7

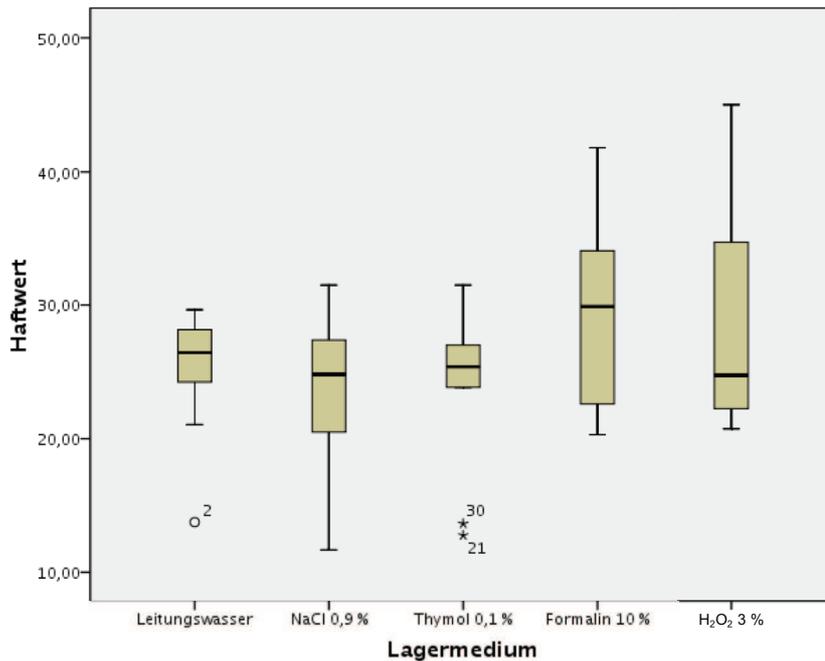


Abbildung 5.11 Boxplot der ermittelten Haftwerte (bovine Schmelzproben)

5.2.3.4 Bovine Dentinproben

Im Gegensatz zu den bovinen Schmelzproben gibt es bei den bovinen Dentinproben signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ($p=0,013$, Anova). Der Mittelwert der in Leitungswasser gelagerten bovinen Dentinproben (20,3 MPa) liegt signifikant höher als derjenige der in NaCl 0,9% gelagerten Proben (12,4 MPa; $p=0,010$). Weitere signifikante Unterschiede lassen sich mittels Post-Hoc-Test nicht feststellen.

Tabelle 5.12 Haftwerte (MPa) der bovinen Dentinproben

Gruppe	n	Mittelwert	Standardabweichung
Leitungswasser	10	20,3	3,7
NaCl 0,9%	10	12,4	3,9
Thymol 0,1%	10	15,4	5,2
Formalin 10%	9	18,4	6,5
H ₂ O ₂ 3%	10	16,0	5,4
Gesamt	49	16,5	5,5

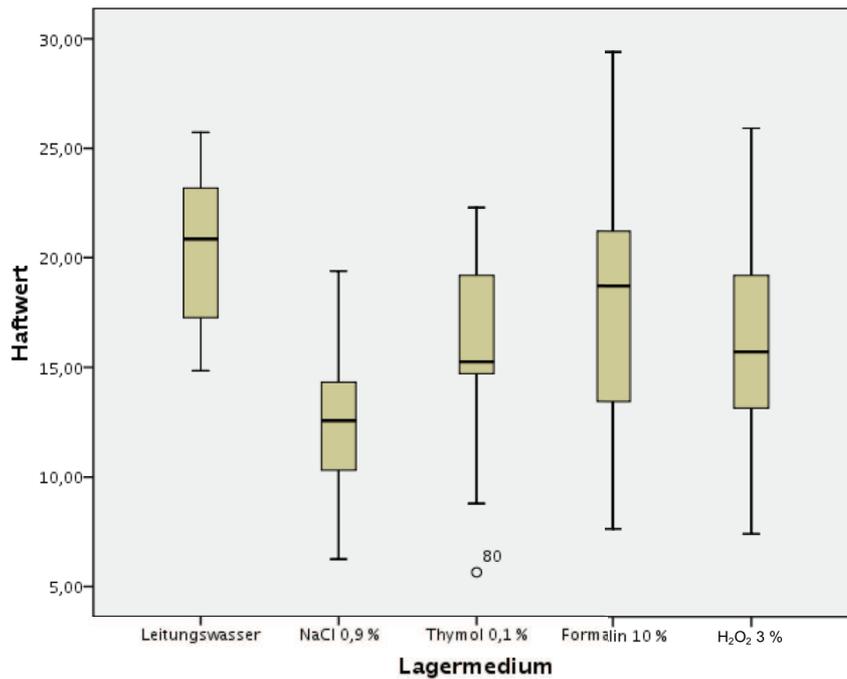


Abbildung 5.12 Boxplot der ermittelten Haftwerte (bovine Dentinproben)

Die Unterschiede zwischen den Gruppen werden im Boxplot-Diagramm (Abbildung 5.12) bestätigt. Auffällig bei dem vorliegenden Boxplot-Diagramm ist die ungleiche Verteilung bei der Gruppe Thymol 0,1% mit einem Median weit im unteren Drittel der Box. Zudem ist in dem Boxplot-Diagramm abermals die große Spannweite bei der Gruppe mit dem Lagerungsmediums Formalin 10% zu erkennen.

6 Diskussion

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, den Einfluss des Lagerungsmediums, in dem extrahierte Zähne vor ihrer Verwendung im Rahmen von In-vitro-Untersuchungen gelagert werden, auf die Scherfestigkeit von Komposit an humanen und bovinen Schmelz- und Dentinflächen zu ermitteln. Es wurden fünf Lagerungsmedien gewählt, welche verbreitet in zahnmedizinischen In-vitro-Studien Verwendung finden. Die Kompositproben wurden mittels Etch & Rinse-Technik appliziert, und zur Ermittlung der Scherfestigkeitswerte wurden In-vitro-Belastungstests unter genormten Bedingungen durchgeführt.

6.1 Diskussion von Material und Methode

6.1.1 In-vitro-Studien

In-vitro-Untersuchungen gelten heute als ein Standardverfahren bei der Beurteilung von Füllungsmaterialien und Adhäsivsystemen. Sie bieten den Vorteil, in einem kurzen Zeitraum Ergebnisse zu liefern, bevor das Adhäsivsystem bereits veraltet ist. In-vivo-Studien dagegen erfordern häufig einen mehrjährigen Zeitraum, um zu adäquaten Ergebnissen zu gelangen. Diese langen Untersuchungszeiträume stehen aber im Allgemeinen nicht zur Verfügung, sodass Methoden gefordert sind, die in kürzerer Zeit valide Ergebnisse liefern. Ein weiterer Vorteil von In-vitro-Studien ist, dass im Rahmen der Versuchsdurchführung Störfaktoren ausgeschlossen oder standardisiert werden können.

Die Übertragbarkeit von In-vitro-Studien auf die orale Situation ist jedoch begrenzt, da die klinischen Bedingungen oft nur simuliert werden können (ROULET 1994). In vitro gewonnene Erkenntnisse können gelegentlich nur bedingt verallgemeinert und auf die klinische Situation übertragen werden (ABDALLA und DAVIDSON 1993). Bei extrahierten Zähnen, welche für In-vitro-Studien verwendet werden, kommt es außerdem zu Strukturveränderungen. Zudem fehlt der intrapulpale Druck, der für den Austritt des Dentinliquors und damit für eine feuchte Dentinoberfläche verantwortlich ist. In einigen Untersuchungen wurden zur Annäherung an die klinischen Bedingungen

Wasser, Kochsalzlösungen oder Rinderserum zur Simulation des Pulpendrucks verwendet (TAO und PASHLEY 1988, MITCHEM und GRONAS 1991, NIKAIDO *et al.* 1995). Auch PRATI und PASHLEY haben in ihrer Studie ein Versuchsdesign zur Simulation von feuchtem Dentin vorgestellt, allerdings kann mit dessen Hilfe die Komplexität der klinischen Situation nur unvollständig simuliert werden (PRATI und PASHLEY 1992).

Aufgrund der dargestellten Vor- und Nachteile muss kritisch hinterfragt werden, inwiefern es möglich ist, In-vitro-Studien im Rahmen der Adhäsivtechnologie einzusetzen. Dennoch stellt die In-vitro-Studie eine wichtige Säule der Materialforschung dar, da es keine entsprechenden kostengünstigen und in kurzen Zeiträumen durchführbaren Alternativen gibt.

6.1.2 Auswahl, Bearbeitung und Lagerung der Zähne

Für die Versuche wurden 100 humane dritte Molaren und 100 bovine Inzisivi verwendet, die nach der Extraktion in Leitungswasser (humane Zähne) und in 0,5%iger Chloramin T-Lösung (bovine Zähne) bis zur Versuchsdurchführung aufbewahrt wurden, um ein Austrocknen zu vermeiden.

Chloramin T wirkt in wässriger Lösung wie Hypochlorit, hat allerdings den Vorteil, dass es weniger aggressiv z.B. gegen Haut und andere organische Materialien ist, auch eine hohe bakterizide Wirkung aufweist und zudem länger haltbar ist (SHETTY und GOWDA 2004). Möglicherweise ist die für bovine Zähne verwendete 0,5%ige Chloramin T-Lösung eine Ursache für die im Mittel höheren Haftwerte der bovinen Testzähne (21,3 MPa) im Gegensatz zu den humanen Testzähnen (19,0 MPa). Jedoch war die Aufbewahrungszeit in diesem Lagermedium begrenzt, da es nur den Transportweg vom Schlachthof zum Labor überbrückte, wo die Chloramin T-Lösung gegen eines der verwendeten und getesteten Lagermedien ausgetauscht wurde.

Die Zähne wurden nach zuvor festgelegten Ausschlusskriterien ausgewählt. Als Auswahlkriterien galten die Unversehrtheit der Zahnoberfläche und bei menschlichen Zähnen fehlende kariöse Veränderungen, eine annähernd gleiche Größe der Zähne sowie ein abgeschlossenes Wurzelwachstum.

Die Vorgeschichte und der Extraktionszeitpunkt der Zähne waren nicht bekannt. Nach BEECH *et al.* (1991) hat die vergangene Zeit post extraktionem einen

signifikanten Einfluss auf die Dentinhaftung. Die Qualität und das Ausmaß des Einflusses hängen jedoch vom verwendeten Adhäsivsystem ab (BEECH *et al.* 1991). Auch CAUSTON und JOHNSON (1979) stellten Veränderungen humanen Dentins mit der Zeit post extraktionem fest, deren Einfluss auch im Hinblick auf Scherfestigkeitswerte *in vitro* untersucht und bestätigt wurde.

Auf der anderen Seite wurde von verschiedenen Autoren berichtet, dass unterschiedliche Lagerungszeiten bis zum Versuchsbeginn keine Rolle spielen (MITCHEM und GRONAS 1986, PASHLEY *et al.* 1988b). Es sollte dennoch der unterschiedliche Lagerungszeitraum vor Versuchsdurchführung als möglicher Kofaktor für die relativ große Streuung innerhalb der Gruppen angesehen werden. Die dadurch möglicherweise entstehenden Unterschiede wurden mit der zufälligen Verteilung der Zähne auf die Versuchsgruppen/Lagerungsmedien, eine hohe Probenzahl sowie durch Konstanzhaltung der Verarbeitungs- und Prüfparameter minimiert.

Die gewählte Gruppengröße für die Versuche liegt in der vorliegenden Studie bei 10 Zähnen ($n=10$). Sie liegt damit bei einer häufig verwendeten Anzahl von Proben.

Weitere Faktoren, welche die Scherfestigkeitswerte beeinflussen können, sind Alter und Mineralisationsgrad der Zähne sowie die Beschaffenheit der zur Adhäsion verwendeten Zahnoberfläche. So stellt die Sklerosierung des Dentins infolge von Alterung oder Karies eine Veränderung dar, die zu niedrigeren Haftwerten führt (HICKEL 1997). HICKEL begründet die niedrigeren Haftwerte damit, dass sklerisiertes Dentin deutlich weniger säurelöslich ist als pathologisch unverändertes Dentin (HICKEL 1997).

Auch SCHALLER *et al.* (1998) fanden in ihrer Studie einen Zusammenhang zwischen kariesfreiem bzw. kariös verändertem Dentin und der Haftung verschiedener Materialien. Auch hier zeigte sich, dass die Haftkraft am kariesfreien Dentin signifikant höher war als an kariös verändertem Dentin (SCHALLER *et al.* 1998). Um diesen Faktor, der das Ergebnis der Scherfestigkeitsmessung verfälschen könnte, auszuschließen, wurden im Rahmen dieser Studie ausschließlich kariesfreie Zähne verwendet.

Ein weiterer Faktor, der den Verbund zwischen Komposit und Dentin beeinflussen kann, ist die Restdentinstärke (CAUSTON 1984, MITCHEM und

GRONAS 1986). CAUSTON (1984) kam zu dem Ergebnis, dass die gemessenen Haftwerte in tiefen Dentinschichten im Vergleich zu den oberflächlichen nur etwa den halben Betrag aufweisen. MITCHEM und GRONAS (1986) bestätigen, dass die Haftkraft von Komposit in pulpennahen Dentinschichten schwächer ist als in schmelznahen Dentinschichten.

Auf der anderen Seite zeigte die Studie von BLUNCK *et al.* (1990) ein eher konträres Ergebnis. Danach kommt bei In-vitro-Versuchen weder der Lage der Füllung im Zahn bzw. der Restdentinstärke noch dem Zeitpunkt der Extraktion eine entscheidende Rolle zu (BLUNCK *et al.* 1990).

Um dennoch den die Scherhaftfestigkeit möglicherweise beeinflussenden Faktor der Restdentinstärke zu minimieren, wurde in der vorliegenden Studie so vorgegangen, dass die Schmelzschicht entfernt wurde, bis gerade eben die Dentinfläche zum Vorschein kam. Somit lag die Adhäsionsschicht möglichst pulpenfern. Bei akzidenteller Eröffnung der Pulpa wurde der jeweilige Zahn verworfen und nicht für den Versuch verwendet.

Nach Herstellung der Proben folgte eine 24-stündige Wasserlagerung. Diese ist für die hygroskopische Expansion des Komposits ausreichend (PERDIGÃO *et al.* 1997). Nach STANINEC und KAWAKAMI (1993) wird während dieser Zeit durch eine fortgesetzte Polymerisation des Bondingmaterials und ein Abnehmen der Klebespannung die Adhäsionskraft noch verbessert (STANINEC und KAWAKAMI 1993).

Auch DANTAS *et al.* (2008) untersuchten in einer ihrer Studien den Einfluss der Wasserlagerungsdauer auf die Scherfestigkeit verschiedener Adhäsivsysteme. Sie verglichen die Haftwerte nach 24-stündiger Wasserlagerung mit denen nach sechsmonatiger Wasserlagerung der fertigen Proben. Dabei unterschieden sich die Ergebnisse nicht nur in Bezug auf die verwendeten Systeme (Etch & Rinse-Technik und Self-Etch-Technik) signifikant voneinander, sondern auch bezüglich der Lagerungszeiten ließen sich signifikante Unterschiede feststellen. Sie beobachteten bei allen vier verwendeten Adhäsivsystemen nach 24-stündiger Wasserlagerung höhere Scherfestigkeitswerte als nach sechsmonatiger Wasserlagerung der Proben (DANTAS *et al.* 2008).

6.1.3 Etch & Rinse-Technik

Im Rahmen der vorliegenden Studie wurde ein Komposit-Prüfkörper mittels Etch & Rinse-Technik auf eine beschliffene Schmelz- oder Dentinfläche aufgebracht. Beim Abschleifen auf die entsprechende Oberfläche war zu beachten, dass ein Testzahn, dessen Schmelzoberfläche getestet werden soll, unbrauchbar wird, sobald Dentin zum Vorschein kommt. Umgekehrt musste der gesamte Schmelz entfernt sein, um den Zahn auf Dentin testen zu können.

Da bei der Versuchsdurchführung Augenmerk auf jeweils nur eine Zahnoberfläche (Schmelz oder Dentin) gelegt wurde, erfolgte keine gemeinsame Vorbehandlung von Schmelz und Dentin, wie es von Haller 1992 für die Total-Etch-Technik gefordert wurde (HALLER 1992). Bei der klinischen Anwendung ist es jedoch nicht immer möglich, Schmelz und Dentin exakt voneinander zu unterscheiden und das Konditionierungsgel zahnsubstanzspezifisch zu applizieren. Hierbei stellt die Total-Etch-Technik einen Vorteil dar, da Schmelz und Dentin mit demselben Konditionierungsmittel behandelt werden können. Diese Eigenschaft der Total-Etch-Technik stellt nicht nur eine Vereinfachung der Arbeitsschritte dar, sondern gewährleistet ebenfalls eine größere Sicherheit, um auch im Grenzbereich des Kavitätenrandes zwischen Schmelz und Dentin randdichte Füllungen applizieren zu können (BLUNCK 1996). Da es aufgrund der getrennten Behandlung von Schmelz und Dentin, wie in der vorliegenden Studie, nicht korrekt ist, von Total-Etch zu sprechen, die die gemeinsame Behandlung von Schmelz und Dentin bedeutet, wurde im Rahmen der vorliegenden Studie der Begriff Etch & Rinse-Technik verwendet. Diese Begrifflichkeit beschreibt mit „Ätzen“ und „Spülen“ korrekt die Applikation der Phosphorsäure, bezieht sich aber nicht auf den „totalen“ Zahn, wie es bei Total-Etch der Fall wäre.

Der in der vorliegenden Studie durchgeführte getrennte Ätzzvorgang hat den Vorteil, dass die Ätzzeiten zahnsubstanzspezifisch eingehalten werden konnten und es nicht zu einer Überätzung des Dentins kommen konnte. ERNST (2001) beschreibt, dass eine Kontaktzeit des Ätzzgels mit dem Dentin von mehr als 15 - 20 Sekunden zur Desintegration des adhäsiven Verbundes führt. Daher sollte eine Dentin-Ätzung von 15 Sekunden nicht überschritten werden. Außerdem ist eine Überätzung des Dentins auch Hauptursache für postoperative

Beschwerden (ERNST 2001). Eine längere Schmelzätzung (60 Sekunden) führt im Gegensatz dazu zu einer raueren Oberfläche, aber zu keiner Steigerung der Haftwerte (BARKMEIER *et al.* 2009). Die Haftung an der Schmelzoberfläche kann somit nicht durch eine längere Ätzzeit verbessert werden.

Die in der Studie verwendeten Ätzzeiten von 15 Sekunden (Dentin) und 30 Sekunden (Schmelz) stehen im Einklang mit den in der Literatur empfohlenen Richtwerten. Auch beim Absprühen des Ätzgels sollte eine Dauer von 15 Sekunden realisiert werden (ERNST 2001). Zu kurze Absprühzeiten können sonst zum Verbleib von Phosphorsäureresten von Ca-P-Reaktionsprodukten auf der Zahnoberfläche führen. Die in der vorliegenden Studie verwendete Spülzeit von 20 Sekunden sollte somit ausreichend gewesen sein.

Es wird diskutiert, ob das Total-Etch-Konzept nach über 50 Jahren seiner Entwicklung und Verwendung in den Hintergrund rücke (CHRISTENSEN 2006), da in jüngster Zeit zahlreiche Facetten des „Self-Etchings“ erforscht und entwickelt wurden. Die Self-Etch-Technik enthält im Gegensatz zur Total-Etch-Technik eine schwächere, weniger aggressive Säure, welche nicht wie die Phosphorsäure entfernt werden muss und nur selten eine Irritation der Pulpa hervorruft (CHRISTENSEN 2006). CHRISTENSEN kommt zu dem Schluss, dass Total-Etching langsam durch Self-Etching abgelöst werde.

Dennoch zeigen mehrere Studien, dass das klinisch einfachere Vorgehen nach der Self-Etch-Technik schlechtere Ergebnisse als die Total-Etch-Technik erbringt. So fanden BARKMEIER *et al.* (2009) signifikant höhere Schmelz-Komposit-Scherfestigkeitswerte bei einem „Etch & Rinse“ System (Adper Single Bond Plus) als bei vier verwendeten Self-Etch-Systemen (Adper Prompt L- Pop; Clearfil SE Bond; Clearfil S3 Bond und Xeno IV). Auch DANTAS *et al.* (2008) verglichen Etch & Rinse- und Self-Etch-Adhäsivsysteme nach Wasserlagerung im Hinblick auf Scherfestigkeitswerte. Es zeigten sich in dieser Studie signifikant höhere Scherfestigkeitswerte für beide der verwendeten Etch & Rinse Systeme (Adper ScotchBond Multi Purpose, Adper Single Bond 2) (DANTAS *et al.* 2008). Mithin ist die hier bearbeitete Fragestellung trotz der neueren Self-Etch-Technik von klinischer Relevanz und Aktualität.

6.1.4 Adhäsivsystem und Komposit

Die Haftverbundfestigkeit wird bestimmt durch die Adhäsion des Adhäsivs/Bonds am Schmelz und Dentin, die Eigenschaft des Adhäsivs/Bonds selbst sowie die Adhäsion zwischen Bond und Komposit.

Die Haftwerte von Hybridkompositen liegen für die Schmelzhaftung zwischen 20 und 28 MPa, für die Dentinhaftung zwischen 12 und 25 MPa (HICKEL 1997). Diese Werte korrelieren mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie. Diese weisen bei den Schmelzproben (Humanschmelz und Rinderschmelz) Haftwerte von 20,1 bis 27,2 MPa und bei den Dentinproben (Humandentin und Rinderdentin) Werte von 12,7 bis 21,7 MPa auf. Das hier verwendete Adhäsiv (Contax Bond) und Komposit (Ecusit-Composite) entspricht somit der Schilderung nach HICKEL.

Es gibt jedoch verschiedene Faktoren, die den Verbund zwischen Adhäsiv und Komposit sowie zwischen Zahn und Adhäsiv beeinflussen und somit zu Abweichungen der Einzelergebnisse führen können. Zum einen sind Unterschiede im Zahnaufbau wie Schmelzunterschiede denkbar. Weitere Einfluss nehmende Faktoren können Lufteinschlüsse innerhalb des Adhäsivs oder Komposits sein. Auch eine unterschiedlich große Applikationsfläche kann ein Einflussfaktor sein. In der vorliegenden Studie wurden humane dritte Molaren und bovine Inzisivi verwendet. Die Applikationsfläche war bei den bovinen Zähnen aufgrund anatomischer Gegebenheiten fast doppelt so groß als bei den humanen Zähnen. Möglicherweise ist auch dies für die höheren Haftwerte der bovinen Zähne (\varnothing 21,3 MPa) im Gegensatz zu den humanen Zähnen (\varnothing 19,0 MPa) mitverantwortlich.

Neben diesen Einflüssen existieren auch verarbeitungstechnische Faktoren, die den Komposit-Dentin- bzw. Komposit-Schmelz-Verbund beeinflussen können. ERICKSON (1994) und SODERHOLM (1995) kamen in Bezug auf die Verarbeitungsproblematik zu dem Schluss, dass exzessives Verblasen des Haftvermittlers zu einer zu dünnen Bondingschicht führt und die Polymerisation ab einer Bondingschichtstärke von weniger als 15 μm von atmosphärischem Sauerstoff inhibiert wird. Dies hätte zur Folge, dass der Verbund zwischen Komposit und Zahnoberfläche stark geschwächt würde und daraus niedrigere Scherfestigkeitswerte resultieren (ERICKSON 1994, SODERHOLM 1995). Im

Rahmen der Versuchsdurchführung der vorliegenden Studie wurde deshalb streng darauf geachtet, die Bondingschicht sanft und vorsichtig zu verblasen, sodass aus dem Luftfluss kaum eine Bewegung der Bondingschicht resultierte. Dieser möglichen Fehlerquelle sollte daher kein großes Gewicht in der vorliegenden Studie zukommen.

6.1.5 Untersuchungsmethode

Es gibt verschiedene Methoden zur Untersuchung von Adhäsiven und ihrer Haftwerte. Der in der vorliegenden Studie verwendete Scherversuch hat die Vorteile, dass er sich schnell und relativ einfach durchführen lässt und es zudem viele Vergleichstudien gibt. In der Materialforschung wird zur Ermittlung der Festigkeit des Dentin-Komposit-Verbunds bevorzugt mit Scherversuchen gearbeitet (LELOUP *et al.* 2001).

Das Aufpolymerisieren eines Zylinders aus Füllungsmaterial auf eingeebnete Zahnflächen und Abscheren nach Lagerung weist allerdings auch verschiedene Nachteile auf.

Bei diesem Versuchsaufbau wird die Schrumpfung nicht berücksichtigt. Zudem liegt ein niedriger C-Faktor vor. Dieser besagt, dass die Höhe der Schrumpfkraft vom Verhältnis der gebundenen zu den freien Kompositoberflächen abhängt. Je mehr gebundene Oberfläche vorliegt, desto größer wird der C-Faktor (HELLWIG *et al.* 2003). Der niedrige C-Faktor kommt zustande, weil nur die basale Fläche des Komposit-Prüfkörpers an die Zahnoberfläche gebunden ist.

Weitere Nachteile des Scherversuches sind, dass es beim Abscheren zu Kerbspannungen kommen kann und eine Evaluation an kariös verändertem Dentin kaum möglich ist. Zudem sind pro Zahn maximal zwei abzuscherende Prüfkörper möglich (FRANKENBERGER *et al.* 2001a).

Diese Nachteile geben gelegentlich Anlass zur Kritik an dieser Untersuchungsmethode. Doch lassen sich auch bei Alternativmethoden, wie beispielsweise der Zugmethode, dem Ausstoßversuch oder dem Miniaturzugversuch, verschiedene Nachteile finden. Diese experimentellen Verfahren sind sehr aufwendig und verlangen viel Erfahrung, um valide Ergebnisse zu erzielen. Da der Abscherversuch in der Adhäsivforschung große

Bedeutung hat, ist seine Anwendung für das Ziel der vorliegenden Untersuchung angemessen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Studie belegt, dass das Lagerungsmedium, in welchem extrahierte Zähne vor ihrer Verwendung als Substrat für Scherversuche gelagert worden sind, deutlichen Einfluss auf das Versuchsergebnis haben kann. Dieser Einfluss ist jedoch für Zähne menschlichen oder bovinen Ursprungs sowie für Schmelz- oder Dentinproben in unterschiedlichem Ausmaß nachweisbar. Dieses Erkenntnis bezieht sich auf ein mittels Etch & Rinse-Technik appliziertes Adhäsivsystem.

Das Lagerungsmedium beeinflusst die im Abscherversuch bestimmten Haftwerte signifikant bei Verwendung von humanem Schmelz, humanem Dentin und Rinderdentin. Kein signifikanter Einfluss konnte für Rinderschmelz gefunden werden. Auffällig sind hier jedoch die insgesamt sehr hohen Haftkraft-Mittelwerte (26,1 MPa). Durchweg hohe Scherwiderstände wurden nach Lagerung in Formalin 10% ermittelt. In den meisten Varianzanalysen und anschließenden paarweisen statistischen Vergleichen wurden signifikant höhere Haftkräfte nach der Lagerung in Formalin 10% als in anderen Medien gemessen, während in NaCl 0,9% und H₂O₂ 3% durchweg niedrige Werte bestimmt wurden.

Der relativ niedrige Wert für NaCl 0,9% bestätigt GOODIS' Aussage von 1993, dass Kochsalzlösung als Lagermedium möglicherweise weniger brauchbar ist (GOODIS *et al.* 1993). Die Autoren stellten nach sechsmonatiger Lagerung in Kochsalzlösung zudem eine signifikante Veränderung der Proben durch das Lagerungsmedium fest, indem sie deutliche Unterschiede hinsichtlich der Permeabilität der Proben verzeichnen konnten (GOODIS *et al.* 1993).

Auf der anderen Seite zählt Kochsalzlösung zu den am häufigsten verwendeten Lagerungslösungen bei zahnmedizinischen In-vitro-Studien. Sie wurde in der Literatur von verschiedenen Autoren als ein geeignetes Lagermedium beschrieben (COOLEY und DODGE 1989, RETIEF *et al.* 1989, HAWKINS *et al.* 1997). Zudem fanden KIMURA *et al.* (1985) zu GOODIS' Studie konträre Werte.

Sie konnten nach einjähriger Lagerung in Kochsalzlösung nur einen geringen Effekt des Lagermediums auf die Haftwerte erkennen (KIMURA *et al.* 1985).

Die hohen Haftwerte nach Lagerung in Formalin stehen in Übereinstimmung mit Literaturangaben. So konnten KIMURA *et al.* (1985) eine Verdopplung der Haftwerte nach sechsmonatiger Lagerung in Formalin nachweisen. In der Studie von GOODIS *et al.* (1993) weist die Gruppe mit dem Lagerungsmedium Formalin nach acht Tagen ebenfalls den höchsten Mittelwert der Haftwertmessung auf.

Nach LEE *et al.* (2007) ist 10%iges Formalin die beste Option für Lagerung und Desinfektion von bovinen Zähnen, welche für In-vitro-Studien Verwendung finden sollen. Sie konnten bei den bovinen Dentinproben im Mittel eine Scherfestigkeit von 18 MPa ermitteln (LEE *et al.* 2007). Dieser Wert ist vergleichbar mit dem Mittelwert für bovine Dentinproben der vorliegenden Studie (18,4 MPa). Eine Erklärung für die ähnlichen Werte in beiden Studien könnte – trotz unterschiedlicher Lagerungsdauer (LEE *et al.* 60 Tage, in der vorliegenden Studie sechs Wochen) – in der verwendeten Adhäsivtechnik liegen, denn auch LEE *et al.* (2007) machten von der Total-Etch-Technik Gebrauch. Sie verwendeten im Rahmen ihrer Studie Adper Single Bond Plus sowie das Komposit Filtek Z250 Universal Restorative nach ebenfalls 15-sekündigem Konditionieren mit 35%iger Phosphorsäure.

Formalin scheint diesen Aspekten zu Folge ein geeignetes Lagermedium für Testzähne von In-vitro-Studien zu sein. Außerdem gilt Formalin wegen seiner antimikrobiellen Eigenschaft als geeignetes Desinfektionsmittel. Es verhindert nicht nur die Sporenbildung, sondern ist zudem preiswert, einfach zu verwenden und daher für Forschungszwecke optimal geeignet (DOMINICI *et al.* 2001).

RETIEF *et al.* (1989) ermittelten für Thymol als Zusatz zur Lagerung von Zähnen niedrige Scherfestigkeitswerte von Kompositen, welche an diesen Zähnen adhäsiv befestigt worden waren. Auch TOSUN *et al.* (2007) fanden niedrigere Scherfestigkeitswerte (Microshear Bond Strength) für in 0,1%igem Thymol gelagerte humane Zähne als für in 10% Formalin oder destilliertem Wasser gelagerte Proben. Die niedrigen Werte Thymol-gelagerter Proben könnten durch Erkenntnisse einer Studie von FUJISAWA und KADOMA (1992) erklärt

werden. Demnach kann es durch Phenolverbindungen, wie es auch auf Thymol zutrifft, zu einer Inhibition der Polymerisation von Methylmethacrylat durch eine Reaktion mit freien Radikalen kommen (FUJISAWA und KADOMA 1992). Diese Ergebnisse kann die vorliegende Studie jedoch nicht bestätigen. Die Gruppe mit dem Lagerungsmedium Thymol 0,1% hat in der vorliegenden Studie im Gesamtvergleich mit einem Mittelwert von 20,6 MPa vergleichsweise hohe Scherfestigkeiten erzielt.

Die oben getroffene Hauptaussage, dass das Lagerungsmedium, in welchem extrahierte Zähne vor ihrer Verwendung als Substrat für Scherversuche gelagert worden sind, deutlichen Einfluss auf das Versuchsergebnis haben kann, beantwortet die Fragestellung der Untersuchung. Darüber hinaus kann anhand der vorliegenden Ergebnisse auch die ersatzweise Verwendung bovinen Zahnmaterials anstelle von humanem Schmelz oder Dentin diskutiert werden. Diese alternative Verwendung kann Literaturangaben zufolge bei Haftwertmessungen empfohlen werden (NAKAMICHI *et al.* 1983, SCHILKE *et al.* 1999). Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit scheinen diese Aussage zu bestätigen, da die Haftwertmessung keine signifikanten Unterschiede zwischen humanen und bovinen Schmelz- und Dentinproben ergab. Dies gilt jedoch nur, so lange die Vergleiche nur pauschal auf die Verwendung humanen oder bovinen Zahnmaterials – ungeachtet dessen, ob es sich um Schmelz oder Dentin handelt – bezogen werden. Sobald die Analyse weiter ins Detail geht, sind allerdings Unterschiede im Abscherverhalten der humanen oder der bovinen Zahnproben auszumachen. So zeigen sich bei den Proben humanen Ursprungs hochsignifikante Unterschiede zwischen den Lagerungsmediengruppen, bei den bovinen Zähnen lassen sich mittels Varianzanalyse hingegen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen erkennen.

Deutlichen Einfluss auf den Abscherwiderstand hat das verwendete Zahnmaterial (Schmelz oder Dentin). Die auf Schmelz befestigten Proben weisen mit 23,3 MPa im Mittel höhere Haftwerte auf als die auf Dentin befestigten Proben (17,1 MPa). Dieser Unterschied ist hochsignifikant ($p=0,001$). Auch dies steht in Einklang mit Literaturangaben. Die erzielten Haftwerte für beide Zahnhartsubstanzen, Dentin und Schmelz, liegen in dem

nach HICKEL (1997) für ein Hybridkomposit zu erwartenden Bereich von 20-28 MPa (Schmelzhaftung) und 12-25 MPa (Dentinhaftung) (HICKEL 1997).

Gelegentlich werden von diesem Haftwerte-Korridor abweichende Resultate gefunden. So berichten BARKMEIER *et al.* (2009) bei einem „Etch & Rinse“ System (Adper Single Bond) über Haftwerte an Schmelzproben von 40,5 MPa. Dieser Wert übersteigt die hier erzielten Haftwerte bei Schmelzproben deutlich (Mittelwert 23,3 MPa). Ein anderer Vergleich mit Angaben von DANTAS *et al.* (2008) zeigt für bovine Dentinproben nach Wasserlagerung hingegen höhere Werte in der vorliegenden Studie: Während in der genannten Arbeit Haftwerte von 6,1 bis 10,0 MPa gefunden wurden, liegt die Scherfestigkeit hier bei 20,3 MPa.

Die Ursache für die höheren Haftwerte am Schmelz liegt in dem unterschiedlichen Aufbau von Schmelz und Dentin begründet. Aufgrund der Strukturunterschiede ist zu erwarten, dass sich der Einfluss des Lagerungsmediums auf die Dentinhaftwerte und die Haftwerte am Schmelz unterscheidet (TOSUN *et al.* 2007).

Wie auch die vorliegende Studie zeigt, ist eine Einflussnahme der vorhergehenden Zahnlagerung besonders bei den Dentinproben zu erkennen (KIMURA *et al.* 1985, GOODIS *et al.* 1991, 1993). Diese Einflussnahme beim Dentin, im Unterschied zu Schmelz, ist auf den wesentlich höheren Anteil an organischen Anteilen wie Kollagen zurückzuführen. Desinfizierende Lösungen wie 3%iges H₂O₂ oder Lösungen auf Aldehydbasis können den organischen Anteil des Dentins verändern und denaturieren.

Umso bedeutender ist das aus der vorliegenden Studie abzuleitende Ergebnis, dass Formalin nicht nur für Schmelz, sondern auch für Dentin ein geeignetes Lagermedium zu sein scheint, das jeweils an Schmelz wie auch an Dentin hohe Haftwerte nach sich zieht.

Die meisten Scherfestigkeits-Studien haben den Effekt der Lagerungsbedingungen auf die Scherfestigkeit nicht weiter beachtet oder dokumentiert (GOODIS *et al.* 1993); und dies obwohl bereits 1989 RETIEF *et al.* eine Einflussnahme der Lagerungsbedingungen auf die Scherfestigkeit beschrieben haben. Vermutlich ist die Verwendung frisch extrahierter Zähne die sicherste Methode, um eine eventuelle Einflussnahme des Lagerungsmediums

auszuschließen. Dies ist jedoch häufig nicht möglich, da für die meisten In-vitro-Studien eine höhere Anzahl von Zähnen benötigt wird, so dass es unter Umständen notwendig wird, Zähne über einen längeren Zeitraum zu sammeln. Diese Zähne müssen bis zum Versuchsbeginn feucht gelagert werden, um ein Austrocknen zu verhindern.

Basierend auf den Ergebnissen der vorliegenden Studie sollte die Auswahl des Lagerungsmediums und dessen mögliche Auswirkung auf das Ergebnis von Scherwiderstand-Messungen kritisch überdacht werden. Formalin 10% scheint ein geeignetes Lagerungsmedium für Testzähne einer In-vitro-Studie zu sein, bei der Verwendung von NaCl 0,9% sollten dagegen die durchweg schlechteren Haftweltergebnisse berücksichtigt werden. Es sei jedoch betont, dass sich alle diese Aussagen auf das verwendete Adhäsiv (Contax Bond) und die angewendete Technik (Etch & Rinse-Technik) beziehen. COOLEY und DODGE (1989) fanden bei nur einem von drei getesteten Adhäsivsystemen einen Einfluss der Lagerungszeit auf den Scherwiderstand. Eine Übertragung dieser Aussagen auf andere Adhäsivsysteme und Adhäsivtechniken sollte daher vor einer Verallgemeinerung anhand anderer Systeme und Techniken überprüft werden.

Die vorliegende Studie kann keine Antwort auf die Frage geben, welche Lagerungsbedingungen für extrahierte Zähne die Scherwerte am wenigsten beeinflussen und somit am ehesten der oralen Situation entsprechende Ergebnisse liefern. Sie belegt aber eindeutig, dass die Lagerung das Ergebnis beeinflusst, so dass eine Manipulation der Ergebnisse möglich scheint. Durch bewusste Auswahl des Lagerungsmediums kann das Erzielen höherer oder niedrigerer Haftwerte gesteuert werden. Dies mag, solange in einem experimentellen Ansatz verschiedene Adhäsivsysteme und Komposite unter den gleichen Bedingungen getestet werden, von untergeordneter Bedeutung sein. Spätestens dann aber, wenn Interpretationen und Vergleiche aus verschiedenen Studien angestellt werden sollen, kann der Faktor der vorhergehenden Zahnlagerung große Bedeutung erlangen.

Die vorliegende In-vitro-Studie erlaubt folgende Schlussfolgerungen:

1. Lagerungsmedien für extrahierte Zähne haben Einfluss auf die Scherfestigkeit mittels Etch & Rinse-Verfahren an ihnen applizierter

Komposite. Dies gilt für humane Schmelz- und Dentinflächen sowie für bovine Dentinflächen.

2. Die kritiklose Gleichsetzung von bovinen und humanen Zähnen für Scherversuche kann angesichts der im Detail unterschiedlichen Beeinflussung durch die Lagerungsmedien nicht aufrechterhalten werden. Bovine Zähne können nur als hinreichende Alternative für humanes Zahnmaterial gesehen werden.
3. Die höchsten Haftwerte werden durchweg nach Lagerung in Formalin 10% erzielt, während NaCl 0,9% und H₂O₂ 3% niedrigere Haftwerte nach sich ziehen.

Die der Arbeit zugrunde liegende Arbeitshypothese lässt sich dahingehend beantworten, dass ein Einfluss bestimmter Lagerungsmedien für extrahierte Zähne auf die Scherfestigkeit mittels Etch & Rinse-Technik an diesen Zähnen applizierter Komposite besteht, und dass bovine Zähne unter diesem Gesichtspunkt nur bedingt als experimenteller Ersatz für humane Zähne dienen können. Dies ist bei der Interpretation und dem Vergleich von In-vitro-Studien, welche unter entsprechenden Bedingungen durchgeführt worden sind, zu berücksichtigen.

7 Zusammenfassung

Gegenstand dieser In-vitro-Untersuchung war es, den Einfluss des Lagerungsmediums für extrahierte Zähne auf die Scherfestigkeitswerte eines nachfolgend mittels Etch & Rinse-Verfahren applizierten Komposits an humanen und bovinen Schmelz- und Dentinflächen zu ermitteln.

Hierzu wurden 100 humane und 100 bovine Zähne gereinigt, vorbereitet und randomisiert auf 5 Gruppen mit verschiedenen Lagerungsmedien verteilt. Bei den Lagerungsmedien handelte es sich um (A) Leitungswasser, (B) NaCl 0,9%, (C) Thymol 0,1%, (D) Formalin 10% und (E) H₂O₂ 3%. Die Lagerung erfolgte über 6 Wochen.

Nach Ablauf dieser Zeit wurden aus den Zähnen jeder Lagerungsgruppe Schmelz- und Dentinprobekörper hergestellt. Anschließend wurden die beschliffenen und geglätteten Oberflächen entsprechend der Etch & Rinse-Technik mit 37%iger Phosphorsäure konditioniert. Auf die Zahnflächen wurde ein Komposit-Prüfkörper (Contax Bond und Ecusit; beides DMG, Hamburg) mit Hilfe einer Teflonform (3mm Durchmesser) aufgebracht und lichtgehärtet.

Die fertigen Proben wurden nach 24-stündiger Wasserlagerung einem Scherversuch in einer Universalprüfmaschine unterzogen. Die statistische Auswertung der gemessenen Scherkraft-Widerstände erfolgte mit Hilfe des SPSS-Programms 15.0 für Windows mit t-Tests sowie Varianzanalysen mit paarweiser Post-Hoc-Testung.

Für humane Zahnproben wurden folgende Scherwiderstände (in MPa) ermittelt:

	Leitungswasser (A)	NaCl 0,9% (B)	Thymol 0,1% (C)	Formalin 10% (D)	H₂O₂ 3% (E)
Schmelz	20,4 ± 8,5	20,9 ± 9,6	23,7 ± 9,6	24,9 ± 7,8	12,1 ± 3,9
Dentin	16,4 ± 7,5	13,0 ± 6,5	19,0 ± 6,9	24,6 ± 7,8	15,1 ± 6,9

Die statistische Auswertung zeigte bei den humanen Schmelzproben in den Gruppen C und D signifikant höhere Haftwerte als in der Gruppe E. Bei den humanen Dentinproben zeigte sich, dass Gruppe D signifikant höhere Werte aufweist, als die Gruppen B und E.

Für bovine Zahnproben wurden die folgenden Scherwiderstände (in MPa) ermittelt:

	Leitungswasser (A)	NaCl 0,9% (B)	Thymol 0,1% (C)	Formalin 10% (D)	H₂O₂ 3% (E)
Schmelz	25,2 ± 4,7	23,8 ± 6,1	24,1 ± 6,3	29,6 ± 7,0	28,1 ± 8,2
Dentin	20,3 ± 3,7	12,4 ± 3,9	15,4 ± 5,2	18,4 ± 6,5	16,1 ± 5,4

Bei den bovinen Schmelzproben zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ($p > 0,05$). Bei den bovinen Dentinproben hingegen, bei denen die Proben der Gruppe NaCl 0,9% die niedrigsten Werte aufweisen, ließen sich signifikante Unterschiede zwischen dieser Gruppe und der Gruppe der in Leitungswasser gelagerten Proben erkennen. Weitere signifikante Unterschiede ließen sich hier nicht feststellen.

Die Scherfestigkeitswerte an humanen Schmelz- und Dentinoberflächen sowie an bovinen Dentinflächen werden also von dem jeweiligen vorhergehenden Lagerungsmedium beeinflusst. Sowohl bei den humanen als auch bei den bovinen Zähnen ließen sich nach Lagerung in Formalin 10% durchweg die höchsten Haftwerte erzielen.

Die Studie zeigt, dass sich bovine Zähne unter dem Gesichtspunkt der Beeinflussbarkeit durch das Lagerungsmedium von humanen Zähnen unterscheiden. Unter diesem Aspekt sind sie nur bedingt als experimenteller Ersatz für humane Zähne geeignet.

Die Studie belegt, dass die Lagerung extrahierter Zähne vor Durchführung von Scherversuchen, welche zur Beurteilung von Adhäsivsystemen durchgeführt werden, das Versuchsergebnis beeinflussen kann. Sie gibt Kenntnis darüber, welche Lagerungsmedien für ein nach der Etch & Rinse-Technik verarbeitetes Adhäsivsystem höhere oder niedrigere Scherwerte nach sich ziehen. Es erscheint geboten, dies bei der Interpretation und beim Vergleich unterschiedlicher Studien zu berücksichtigen.

8 Literaturverzeichnis

- ABDALLA A.I. und DAVIDSON C.L. 1993. Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro Class II composite restorations. *J Dent* **21**, 158-162.
- ABOUSH Y.E.Y. und JENKINS C.B.G. 1983. The effects of post extraction storage on the adhesion of glass-ionomers to dentin. *J Dent Res* **62**.
- ADDY M. und MOSTAFA P. 1988. Dentine hypersensitivity. I. Effects produced by the uptake in vitro of metal ions, fluoride and formaldehyde onto dentine. *J Oral Rehabil* **15**, 575-585.
- AQUILINO S.A., WILLIAMS V.D. und SVARE C.W. 1987. The effect of storage solutions and mounting media on the bond strengths of a dentinal adhesive to dentin. *Dent Mater* **3**, 131-135.
- ASMUSSEN E. und JORGENSEN K.D. 1972. A microscopic investigation of the adaptation of some plastic filling materials to dental cavity walls. *Acta Odontol Scand* **30**, 3-21.
- BAIER R.E. 1992. Principles of adhesion. *Oper Dent Suppl* **5**, 1-9.
- BARAKAT M.M. und POWERS J.M. 1986. In vitro bond strength of cements to treated teeth. *Aust Dent J* **31**, 415-419.
- BARKMEIER W.W., ERICKSON R.L., KIMMES N.S., LATTA M.A. und WILWERDING T.M. 2009. Effect of enamel etching time on roughness and bond strength. *Oper Dent* **34**, 217-222.
- BARKMEIER W.W., SHAFFER S.E. und GWINNETT A.J. 1986. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper Dent* **11**, 111-116.
- BEECH D.R., TYAS M.J. und SOLOMON A. 1986. Post-extraction time and bonding of Scotchbond and glass ionomer to dentine. *J Dent Res* **65**, 1.
- BEECH D.R., TYAS M.J. und SOLOMON A. 1991. Bond strength of restorative materials to human dentin: influence of post-extraction time. *Dent Mater* **7**, 15-17.
- BLUNCK U. 1996. Dentinhaftmittel und Kompomere. *Quintessenz* **47**, 17.
- BLUNCK U. und HALLER B. 1999. Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz* **50**, 13.

- BLUNCK U., POHL M. und DIEKER A. 1990. Extraktionszeitpunkt und Kavitätenlage bei In-vitro-Prüfung von Dentinhaftmitteln. *Dtsch Zahnärztl Z* **45**, 4.
- BLUNCK U. und ROULET J.F. 1999. Marginal adaptation of compomer Class V restorations in vitro. *J Adhes Dent* **1**, 143-151.
- BLUNCK U. 2005. Adhäsivsysteme. *Zahn Prax* **8**, 12, 752-759.
- BOYDE A. 1984. Airpolishing effects on enamel, dentine, cement and bone. *Br Dent J* **156**, 287-291.
- BUCHALLA W., ATTIN T. und HELLWIG E. 1996. Influence of dentin conditioning on bond strength of light-cured ionomer restorative materials and polyacid-modified composite resins. *J Clin Dent* **7**, 81-84.
- BUONOCORE M.G. 1955. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* **34**, 849-853.
- BURKE F.J. und McCAUGHEY A.D. 1995. The four generations of dentin bonding. *Am J Dent* **8**, 88-92.
- CACHOVAN G. 2008. Total Etch Technik - Schritt für Schritt (Adhäsivtechnik in der modernen Zahnheilkunde, Zahnmedizinisches Compendium, Vol. 1). Effenberger, S., Lübbers, D. DMG Hamburg, Hamburg, 53-54.
- CAUSTON B.E. 1984. Improved bonding of composite restorative to dentine. A study in vitro of the use of a commercial halogenated phosphate ester. *Br Dent J* **156**, 93-95.
- CAUSTON B.E. und JOHNSON N.W. 1979. Changes in the dentine of human teeth following extraction and their implication for in-vitro studies of adhesion to tooth substance. *Arch Oral Biol* **24**, 229-232.
- CHRISTENSEN G.J. 2006. Has the 'total-etch' concept disappeared? *J Am Dent Assoc* **137**, 817-820.
- COOLEY R.L. und DODGE W.W. 1989. Bond strength of three dentinal adhesives on recently extracted versus aged teeth. *Quintessence Int* **20**, 513-516.
- DANTAS D.C., RIBEIRO A.I., LIMA L.H., DE LIMA M.G., GUENES G.M., BRAZ A.K. und BRAZ R. 2008. Influence of water storage time on the bond strength of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems. *Braz Dent J* **19**, 219-223.

- DAVIDSON C.L., DE GEE A.J. und FEILZER A. 1984. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* **63**, 1396-1399.
- DENNISON J.B. und CRAIG R.G. 1978. Characterization of enamel surfaces prepared with commercial and experimental etchants. *J Am Dent Assoc* **97**, 799-805.
- DIPPEL H.W., BORGGREVEN J.M. und HOPPENBROUWERS P.M. 1984. Morphology and permeability of the dentinal smear layer. *J Prosthet Dent* **52**, 657-662.
- DOMINICI J.T., ELEAZER P.D., CLARK S.J., STAAT R.H. und SCHEETZ J.P. 2001. Disinfection/sterilization of extracted teeth for dental student use. *J Dent Educ* **65**, 1278-1280.
- DUNN J.R. 2004. Ein Adhäsivsystem der 7. Generation. *ZMK* **6**, 5.
- EICK J.D., GWINNETT A.J., PASHLEY D.H. und ROBINSON S.J. 1997. Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* **8**, 306-335.
- ERICKSON R.L. 1992. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent Suppl* **5**, 81-94.
- ERICKSON R.L. 1994. Oberflächen - Interaktionen von Dentin - Adhäsiv - Materialien. *Phillip J* **11**, 10.
- ERNST C.P. 2001. Was Sie schon immer über Dentinadhäsive wissen wollten. *ZMK* **17**, 16.
- ESSER M., TINSCHERT J. und MARX R. 1998. Materialkennwerte der Zahnhartsubstanz des Rindes im Vergleich zur humanen Zahnhartsubstanz. *Dtsch Zahnärztl Z* **53**, 5.
- FINGER W.J. 1988. Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* **1 Spec No**, 184-188.
- FITZGERALD E.R. 1975. Dynamic mechanical measurements during the life to death transition in animal tissues. *Biorheology* **12**, 397-408.
- FOGEL H.M., MARSHALL F.J. und PASHLEY D.H. 1988. Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *J Dent Res* **67**, 1381-1385.

- FRANKENBERGER B., HICKEL R., KUNZELMANN K.H., LAMBRECHTS P., PERDIGÃO J., VANHERLE G., VAN MEERBEEK B. und DE MUNCK J. 2001a. Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis (1 edition). (DentNet Masters). 3M ESPE AG.
- FRANKENBERGER R., PERDIGÃO J., ROSA B.T. und LOPES M. 2001b. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* **17**, 373-380.
- FUJISAWA S. und KADOMA Y. 1992. Effect of phenolic compounds on the polymerization of methyl methacrylate. *Dent Mater* **8**, 324-326.
- GOODIS H.E., MARSHALL G.W., JR. und WHITE J.M. 1991. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentine permeability in vitro. *Arch Oral Biol* **36**, 561-566.
- GOODIS H.E., MARSHALL G.W., JR., WHITE J.M., GEE L., HORNBERGER B. und MARSHALL S.J. 1993. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater* **9**, 79-84.
- GOTTLIEB E.W., RETIEF D.H. und JAMISON H.C. 1982. An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I: Tensile bond strength studies. *J Prosthet Dent* **48**, 48-51.
- GREENHILL J.D. und PASHLEY D.H. 1981. The effects of desensitizing agents on the hydraulic conductance of human dentin in vitro. *J Dent Res* **60**, 686-698.
- GWINNETT A.J. 1988a. Aluminum oxalate for dentin bonding. An SEM study. *Am J Dent* **1**, 5-8.
- GWINNETT A.J. 1988b. Bonding of restorative resins to enamel. *Int Dent J* **38**, 91-96.
- HAHN R. und LÖST C. 1996. Adhäsiv befestigte Keramikeinlagefüllungen. Thieme, Stuttgart, New York.
- HALLER B. 1992. Aktueller Stand der Komposit - Dentinhaftung. *Zahnärztl Mitt* **82**, 12.
- HALLER B. und BLUNCK U. 2003. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* **93**, 11.
- HALLER B., HOFMANN N., KLAIBER B. und BLOCHING U. 1993. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* **9**, 191-197.

- HANSEN E.K. und ASMUSSEN E. 1993. Correlation between depth of cure and surface hardness of a light-activated resin. *Scand J Dent Res* **101**, 62-64.
- HAWKINS C., STERRETT J.D. und RUSSELL C. 1997. Citric acid demineralization of cementum and dentin: the effect of the storage medium. *J Clin Periodontol* **24**, 264-271.
- HELLWIG E., KLIMEK J. und ATTIN T. 2003. Einführung in die Zahnerhaltung (Vol. 3). Urban & Fischer Verlag, München, Jena, 145-187.
- HICKEL R. 1997. Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* **52**, 572-585.
- ISO/TS11404 2003. Dental materials - Testing of adhesion to tooth structure. International Organisation for Standardization, Geneva, Switzerland.
- JENDRESEN M.D., GLANTZ P.O., BAIER R.E. und EICK J.D. 1981. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. An in-vivo study. *Acta Odontol Scand* **39**, 47-53.
- JORGENSEN K.D., ITOH K., MUNKSGAARD E.C. und ASMUSSEN E. 1985. Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *Scand J Dent Res* **93**, 276-279.
- JOYNT R.B., DAVIS E.L., WIECZKOWSKI G., JR. und YU X.Y. 1991. Dentin bonding agents and the smear layer. *Oper Dent* **16**, 186-191.
- KIMURA S., SHIMIZU T. und FUJII B. 1985. Influence of dentin on bonding of composite resin. Part 1. Effect of fresh dentin and storing conditions. *Dent Mater J* **4**, 68-80.
- KRIFKA S., BORZSONYI A., KOCH A., HILLER K.A., SCHMALZ G. und FRIEDL K.H. 2008. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel - human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent Mater* **24**, 888-894.
- LEE J.J., NETTEY-MARBELL A., COOK A., JR., PIMENTA L.A., LEONARD R. und RITTER A.V. 2007. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* **138**, 1599-1603.
- LELOUP G., D'HOORE W., BOUTER D., DEGRANGE M. und VREVEN J. 2001. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* **80**, 1605-1614.

- MANSON-RAHEMTULLA B., RETIEF D.H. und JAMISON H.C. 1984. Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *J Prosthet Dent* **51**, 495-498.
- MITCHEM J.C. und GRONAS D.G. 1986. Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *J Am Dent Assoc* **113**, 285-287.
- MITCHEM J.C. und GRONAS D.G. 1991. Adhesion to dentin with and without smear layer under varying degrees of wetness. *J Prosthet Dent* **66**, 619-622.
- MUNKSGAARD E.C. und ASMUSSEN E. 1984. Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEMA and glutaraldehyde. *J Dent Res* **63**, 1087-1089.
- NAKABAYASHI N. und HIRANUMA K. 2000. Effect of etchant variation on wet and dry dentin bonding primed with 4-META/acetone. *Dent Mater* **16**, 274-279.
- NAKABAYASHI N., KOJIMA K. und MASUHARA E. 1982. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* **16**, 265-273.
- NAKABAYASHI N. und SAIMI Y. 1996. Bonding to intact dentin. *J Dent Res* **75**, 1706-1715.
- NAKAMICHI I., IWAKU M. und FUSAYAMA T. 1983. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res* **62**, 1076-1081.
- NIKAIDO T., BURROW M.F., TAGAMI J. und TAKATSU T. 1995. Effect of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. *Quintessence Int* **26**, 221-226.
- OILO G. 1981. Bond strength of new ionomer cements to dentin. *Scand J Dent Res* **89**, 344-347.
- PASHLEY D.H. 1984. Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent Suppl* **3**, 13-29.
- PASHLEY D.H. 1991. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* **66**, 777-781.
- PASHLEY D.H., DERKSON G.D., TAO L., DERKSON M. und KALATHOOR S. 1988a. The effects of a multi-step dentin bonding system on dentin permeability. *Dent Mater* **4**, 60-63.

- PASHLEY D.H., MICHELICH V. und KEHL T. 1981. Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent* **46**, 531-537.
- PASHLEY D.H., NELSON R. und KEPLER E.E. 1982. The effects of plasma and salivary constituents on dentin permeability. *J Dent Res* **61**, 978-981.
- PASHLEY D.H., O'MEARA J.A., WILLIAMS E.C. und KEPLER E.E. 1985. Dentin permeability: effects of cavity varnishes and bases. *J Prosthet Dent* **53**, 511-516.
- PASHLEY E.L., TAO L., MACKERT J.R. und PASHLEY D.H. 1988b. Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res* **67**, 467-470.
- PEDDEY M. 1981. The bond strength of polycarboxylic acid cements to dentine: effect of surface modification and time after extraction. *Aust Dent J* **26**, 178-180.
- PERDIGÃO J., LOPES L., LAMBRECHTS P., LEITAO J., VAN MEERBEEK B. und VANHERLE G. 1997. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* **10**, 141-146.
- POKARIER M. und GAGE J.P. 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.
- PRATI C., FAVA F., DI GIOIA D., SELIGHINI M. und PASHLEY D.H. 1993. Antibacterial effectiveness of dentin bonding systems. *Dent Mater* **9**, 338-343.
- PRATI C. und PASHLEY D.H. 1992. Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems. *Am J Dent* **5**, 33-38.
- REEDER O.W., JR., WALTON R.E., LIVINGSTON M.J. und PASHLEY D.H. 1978. Dentin permeability: determinants of hydraulic conductance. *J Dent Res* **57**, 187-193.
- RETIEF D.H. und DENYS F.R. 1989. Adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* **2 Spec No**, 133-144.
- RETIEF D.H., MANDRAS R.S., SMITH L.A., MARCHMAN J.L., BRADLEY E.L. und RUSSELL C.M. 1990. Shear bond strengths of the tenure dentin bonding systems. *Am J Dent* **3**, 138-142.

- RETIEF D.H., WENDT S.L., BRADLEY E.L. und DENYS F.R. 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.
- ROULET J.F. 1994. Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* **22 Suppl 1**, S9-12.
- SANDOVAL V.A., COOLEY R.L. und BARNWELL S.E. 1989. Evaluation of potassium oxalate as a cavity liner. *J Prosthet Dent* **62**, 283-287.
- SCHALLER H.G., KIELBASSA A.M., HAHN P., ATTIN T. und HELLWIG E. 1998. Die Haftung von Dentinhaftvermittlern an kariös verändertem Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* **53**, 4.
- SCHILKE R., BAUSS O., LISSON J.A., SCHUCKAR M. und GEURTSSEN W. 1999. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent* **12**, 92-96.
- SHETTY M., GOWDA T.B., A Study of Substituent Effect on the Oxidative Strengths of N-Chloroarenesulphonamides: Kinetics of Oxidation of Leucine and Isoleucine in Aqueous Acid Medium, in: *Z. Naturforsch. B* **2004**, 59, 63–72.
- SILVERSTONE L.M., SAXTON C.A., DOGON I.L. und FEJERSKOV O. 1975. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res* **9**, 373-387.
- SODERHOLM K.J. 1995. Does resin based dentine bonding work? *Int Dent J* **45**, 371-381.
- STAEHLE H.J. und HICKEL R. 1998. Komposite im Seitenzahnbereich. *Zahnärztl Mitt* **88**.
- STANINEC M. und KAWAKAMI M. 1993. Adhesion and microleakage tests of a new dentin bonding system. *Dent Mater* **9**, 204-208.
- STONEHAM M.D. und HILL E.L. 1997. Variability in post-operative fluid and electrolyte prescription. *Br J Clin Pract* **51**, 82-84.
- SWIFT E.J., JR., BAYNE S.C., MARKER V.A. und FORD K.Y. 1995a. Review of the 1994 dental materials literature. *Dent Mater* **11**, 52-77.
- SWIFT E.J., JR., PERDIGÃO J. und HEYMANN H.O. 1995b. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* **26**, 95-110.

- TAO L. und PASHLEY D.H. 1988. Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater* **4**, 371-378.
- TAO L., REYNOLDS J.M. und PASHLEY D.H. 1989. Effect of Dycal on dentin permeability. *Endod Dent Traumatol* **4**, 3.
- TOSUN G., SENER Y. und SENGUN A. 2007. Effect of storage duration/solution on microshear bond strength of composite to enamel. *Dent Mater J* **26**, 116-121.
- TYAS M.J. 1991. Dental materials science-the maintenance of standards. *J Oral Rehabil* **18**, 105-110.
- UNIVERSITÄT BERN Institut für Pathologie. 2008. Neutral-gepuffertes Formalin. Bern. [Online im Internet.] URL:
<http://www.pathology.unibe.ch/Diagn/fixation/formalin.htm>
[Stand: 24.05.2010]
- VAN MEERBEEK B., EICK J.D. und ROBINSON S.J. 1997. Epoxy-embedded versus nonembedded TEM examination of the resin-dentin interface. *J Biomed Mater Res* **35**, 191-197.
- WENNER K.K., FAIRHURST C.W., MORRIS C.F., HAWKINS I.K. und RINGLE R.D. 1988. Microleakage of root restorations. *J Am Dent Assoc* **117**, 825-828.
- WILLIAMS V.D. und SVARE C.W. 1985. The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength. *J Dent Res* **64**, 151-154.
- ZEECK A., EICK S., KRONE B. und SCHRÖDER K. 2000. Chemie für Mediziner (Vol. 4). Urban & Fischer, München, Jena. 38,59,206.

9 Anhang

9.1 Materialien und Geräte

- 0,9% Natriumchlorid (Baxter GmbH, Edisonstrasse 4, D-85716 Unterschleißheim)
- 3% H₂O₂ (Otto Fischer 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-Bronsart-Straße 12, D-22885 Barsbüttel)
- Destilliertes Wasser
- Komposit Ecusit Farbe A20, Chargennr.: 577579 (DMG GmbH, Elbgaustraße 248, D-22547 Hamburg)
- Adhäsivsystem Contax, Chargennr.: 573814 (DMG GmbH, Elbgaustraße 248, D-22547 Hamburg)
- Beidseitig klebende Folie TESA (Beiersdorf AG, D-20095 Hamburg)
- Rinderzähne (Inzisivi) und menschliche Weisheitszähne
- 2cl Einnahmebehälter (Klüver & Schulz GmbH, Osterbrooksweg 13a, D-22869 Hamburg)
- Giessharz GTS (Vosschemie GmbH, Esinger Steinweg 50, D-25436 Uetersen)
- Handschuhe
- Desinfektionsmittel
- Pinzette
- Kugelstopfer
- Plastikspatel
- Skalpell (Cutfix Einmalskalpell Nr. 12, Braun, Melsungen, Deutschland)
- Braune 200ml Weithalsgläser
- Teflonformen mit Innendurchmesser 3mm, Höhe 3mm
- Metallklammern zum Fixieren der Teflonform auf der Zahnoberfläche
- Applikatortips (Microbrush International, 1376 Cheyenne Ave., Gafron, WI 53024 Vereinigte Staaten)
- Polymerisationslampe Translux (Heraeus Kulzer & Co. GmbH, Philipp-Reis-Straße 8/13, D-61273 Wehrheim/Ts.)
- Schleifmaschine (Struers GmbH, Karl-Arnold-Straße 13 B, D-47877 Willich)
- Schleifpapier P80 (Körnung 196,0 µm) (Struers GmbH, Karl-Arnold-Straße 13 B, D-47877 Willich)
- Schleifpapier P500 (Körnung 30,0 µm) (Struers GmbH, Karl-Arnold-Straße 13 B, D-47877 Willich)
- Universaltestmaschine Zwick Z010 (Zwick GmbH & Co. KG, August-Nagel-Straße 11, D-89079 Ulm)
- Schieblehre INOX, Messbereich 150 mm (Famex, Remscheid, Deutschland)
- Bandsäge MBS 240/E (Proxxon GmbH, Im Spanischen 18-24, 54518 Niersbach)

9.2 Prüfprotokoll

Tabelle 9.1 Einzelergebnisse der Haftwertmessung (in MPa)

Material	Probe	Leitungswasser	NaCl 0,9%	Thymol 0,1%	Formalin 10%	H ₂ O ₂ 3%
Humanschmelz	1	18,11	15,97	22,05	15,25	11,49
	2	11,47	34,99	20,4	18,42	8,01
	3	22,82	30,7	15,38	34	6,14
	4	16,77	20,02	23,69	25,44	15,51
	5	11,71	14,86	40,43	26,78	10,77
	6	30,04	25,29	11,65	21,48	14,41
	7	38,81	28,6	12,37	36,17	12,54
	8	14,42	6,52	34,49	32,42	20,19
	9	18,82	-	32,92	26,2	11,32
	10	20,69	11,06	23,59	13,31	10,44
Humandentin	1	21,98	19,4	10,93	23,31	7,51
	2	7,64	20,21	25,7	18,76	13,89
	3	13,67	21,84	8,2	26,53	14,67
	4	23,35	9,11	11,79	20,64	6,97
	5	11,05	4,47	21,95	14	8,42
	6	14,83	6,84	26,83	23,71	19,91
	7	24,61	10,27	19,24	31,37	28,85
	8	27,86	13,41	17,03	36,26	14,51
	9	6,81	18,21	21,45	27,25	22,15
	10	12,24	6,34	27,46	24,4	13,71
Rinderschmelz	1	28,13	20,5	12,77	21,31	27,94
	2	13,75	27,35	26,21	30,03	22,82
	3	26,18	26,12	31,3	20,32	34,7
	4	27,67	11,67	23,84	30,24	22,2
	5	28,42	30,55	26,4	41,8	21,12
	6	26,16	26,24	26,97	29,73	26,56
	7	29,64	17,03	24,17	34,1	37,16
	8	21,06	31,5	24,5	37,9	20,71
	9	24,22	23,49	31,5	22,6	22,45
	10	26,65	23,01	13,64	27,6	44,99
Rinderdentin	1	17,26	19,38	15,31	24,31	19,19
	2	23,19	6,26	14,71	18,71	7,42
	3	21,23	13,61	15,2	-	15,03
	4	18,25	12,34	19,19	21,21	14,26
	5	14,84	16,11	16,63	17,42	20,27
	6	22,63	7,05	15,08	7,65	9,58
	7	15,44	11,44	21,47	13,44	16,39
	8	23,63	12,8	8,8	12,64	18,87
	9	20,46	14,32	22,29	29,4	25,92
	10	25,73	10,31	5,65	20,53	13,15

10 Danksagung

Diese Dissertation ist das Resultat der freundlichen Unterstützung zahlreicher Personen. Ich möchte mich bei all diesen Personen bedanken, auch bei jenen, deren Namen nicht explizit genannt werden.

Ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Schiffner, für die Überlassung des Themas und seine kontinuierliche und motivierende Betreuung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Dr. Georg Cachovan danke ich für seine freundliche und unermüdliche Unterstützung und dafür, dass er mir bei der Erstellung dieser Arbeit immer wieder beratend zur Seite gestanden hat.

Dr. Susanne Effenberger möchte ich für ihre Unterstützung bei der Organisation von Materialien und Umsetzung dieser Arbeit danken.

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 stete Hilfsbereitschaft bei der Durchführung meiner Versuche einen wesentlichen Teil zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Mein Dank gilt Frau Dr. S. Ziegler von der Firma DMG für ihre große Hilfestellung bei der Erstellung dieser Arbeit. Ich danke ihr für die freundliche und aufmunternde Beantwortung meiner Fragen und die Anregungen während der Durchführung der Versuchsreihen.

Herrn Gerhard Schön (Institut für Medizinische Biometrie und Epidemiologie) möchte ich für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung danken.

Weiterhin gilt mein Dank Frau Claußen für die freundliche Erstellung der Photographien.

Ein großer Dank geht an meinen Freund, Daniel Voigt, der mich in dieser Zeit immer nett unterstützt hat und vor allem bei Computerproblemen behilflich war.

Und nicht zuletzt bedanke ich mich bei meinen Eltern, meinen Großeltern und meinen Geschwistern, ohne deren Hilfe und liebevolle Unterstützung ich nicht da wäre, wo ich jetzt bin.

11 Lebenslauf

PERSÖNLICHE DATEN

Name: Julia Katharina Carli
Geburtsdatum 18.10.1982
Geburtsort Schwalmstadt
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand ledig

AUSBILDUNG

1989-1993 Eckardt-Vonholdt-Schule in Schwalmstadt Treysa
1993-1999 Gymnasialzweig der Carl-Bantzer-Schule
in Schwalmstadt Ziegenhain
1999-2002 Schwalmgymnasium in Schwalmstadt Treysa
2002-2008 Studium der Zahnmedizin an der Universität
Hamburg
17.12.2008 Abschluss der zahnärztlichen Prüfung
26.01.2009 Approbation als Zahnärztin

BERUFSERFAHRUNG

01.2009 – 01.2010 wissenschaftliche Mitarbeiterin der Poliklinik für
Zahnärztliche Prothetik im Zentrum für Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde an dem Universitätsklinikum
Hamburg Eppendorf
02.2010 – 01.2011 Vorbereitungsassistentin in zahnärztlichen Praxen in
Hamburg
seit 02.2011 Angestellte Zahnärztin in der Gemeinschaftspraxis
M. Wölfl und Y. Wölfl, Hamburg

12 Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe. Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Hamburg, den 25.05.2011