

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Endodontologie

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Westdeutsche Kieferklinik

Kommissarischer Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. Thomas Beikler

**Vergleichende Untersuchung der Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven mit
Etch-and-Rinse-Technik und Self-Etch-Adhäsiven an Rinderschmelz und –
humanem Schmelz und Dentin**

DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der

Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Anika Angelina Braun

(2011)

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez: Univ.- Prof. Dr. med Joachim Windolf

Dekan

Referent: Prof. Dr. rer.nat. Ralf Janda

Korreferentin: Priv.-Prof. Dr. Dr. Depprich

In Dankbarkeit allen gewidmet,
die mich im Laufe meines Lebens unterstützt haben.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Schmelz.....	3
2.1.1	Chemische Struktur	3
2.1.2	Histologische Struktur	3
2.2	Dentin	4
2.2.1	Chemische Struktur	4
2.2.2	Histologische Struktur	4
2.2.3	Mechanismen der Schmelzhaftung: Konventionelle Säure-Ätz-Technik ..	5
2.2.4	Mechanismen der Dentinhaftung	6
2.3	Haftvermittlersysteme für Schmelz und Dentin	7
2.4	Prinzipielle Zusammensetzung der Haftvermittler	8
2.4.1	Systeme mit Etch&Rinse-Technik.....	8
2.4.1.1	3-Flasche-Systeme	8
2.4.1.2	2-Flaschen-Systeme.....	9
2.4.2	Haftvermittlung mittels Self-Etch-Methode.....	10
2.4.2.1	Selbstkonditionierende Systeme mit getrennter Applikation von Primer und Adhäsiv = 2-Flaschen-Systeme.....	10
2.4.2.2	Selbstkonditionierende Primer-Adhäsive = 1-Flaschen-Systeme	11
2.5	Komposite	11
2.5.1	Aufbau der Komposite	11
2.6	Vergleich von Rinder- und Menschenzähnen.....	13
2.7	Scherhafterfestigkeitsmessung	15
2.8	Bruchanalyse.....	19
2.9	Temperaturlastwechsel	20
3	Problemstellung.....	22
4	Material und Methode	23
4.1	Material.....	23
4.1.1	Versuchszähne	23
4.1.2	Untersuchte Haftvermittlersysteme.....	23
4.1.3	Komposit	25
4.1.4	Temperaturlastwechsel.....	25
4.2	Methode.....	26

4.2.1	Versuchsübersicht	26
4.2.2	Applikationsprotokoll	27
4.2.3	Vorbereitung der Versuchszähne	28
4.2.4	Einbetten der Versuchszähne	28
4.2.5	Oberflächenbearbeitung	30
4.2.5.1	Bearbeitung der Oberfläche der Schmelzproben	30
4.2.5.2	Bearbeitung der Oberfläche der Dentinproben	30
4.2.6	Applikation der Adhäsive	31
4.2.7	Applikation des Komposits	33
4.2.8	Künstliche Alterung/ Lagerung	36
4.2.9	Messung der Scherhaftfestigkeit	36
4.2.10	Quantitative Bruchanalyse mittels digitaler Fotografie	39
4.2.11	Statistische Auswertung	39
5	Ergebnisse	40
5.1	Auswertung der Scherhaftfestigkeitsmessung	40
5.2	Einfluss der gestesteten Zahnhartsubstanz auf die Scherhaftfestigkeit	40
5.2.1	Messungen im Schmelz	40
5.2.2	Messungen im Dentin	42
5.3	Einfluss des Temperaturlastwechsels auf die Scherhaftfestigkeit	43
5.4	Qualitative Untersuchung: Frakturanalyse	44
6	Diskussion	48
6.1	Diskussion von Material und Methode	49
6.1.1	Materialauswahl	49
6.1.1.1	Auswahl der Versuchszähne	49
6.1.1.2	Lagerung der Testzähne	51
6.1.1.3	Herstellung des Dentinschliffs	52
6.1.1.4	Kunststoffapplikation	52
6.1.2	Prüfmethode	53
6.1.2.1	Methoden zur Testung der Scherhaftfestigkeit	53
6.1.2.2	Alterung der Prüfkörper	55
6.2	Diskussion der Ergebnisse	57
6.2.1	Scherhaftfestigkeit	57
6.2.2	Frakturanalyse	59
7	Schlussfolgerung	63
8	Zusammenfassung	64

9	Literaturverzeichnis	67
10	Anhang.....	85
10.1	Materialliste.....	85
10.2	Abkürzungsverzeichnis	86
10.3	Abbildungsverzeichnis	87
10.4	Tabellenverzeichnis	88
10.5	Tabellenanhang	89
10.6	Danksagung.....	106

1 Einleitung

Der klinische Einsatz zahnfarbender Füllungsmaterialien setzt die Vorbehandlung von Schmelz und Dentin mittels geeigneter Adhäsivsysteme voraus um einen ausreichend stabilen Verbund herzustellen. Komposite können nicht per se an Schmelz oder Dentin haften, es würden sich ohne eine in einem separaten Schritt generierte Haftung schon nach der Polymerisation Spalten bilden, wodurch Sekundärkaries Vorschub geleistet werden würde [29]. Der Zahnarzt kann heute zwischen verschiedenen Bonding-Konzepten und einer Vielzahl von Produkten auswählen [54]. Diese Vielfalt ist ein Indiz dafür, dass es ein ideales Bondingsystem, das schnell, zuverlässig und dauerhaft zugleich ist, bis heute nicht gibt [54]. Weitere Forschung ist notwendig, um die vorhandenen Adhäsivsysteme und Haftmechanismen weiter zu verbessern und zu optimieren. Es herrscht zwar Einigkeit darüber, dass die klinisch-prospektive Studie das Maß aller Dinge bei der Evaluation von Adhäsiven ist, aber die lange Laufzeit, die erforderlich ist, um aussagekräftige Resultate zu erzielen, bedingt oft, dass das soeben getestete Haftmittel dann gar nicht mehr auf dem Markt ist [29]. In vivo Studien sind zudem aufwändig und teuer [133]. Mittels In-vitro-Untersuchungen können dagegen eine große Anzahl von Materialien und Verfahren bei geringerem Aufwand getestet werden, bevor sich aufwändigere klinische Studien zur genaueren Beurteilung anschließen [10, 73]. Es stehen dabei eine Reihe von Laboruntersuchungen zur Verfügung, die das Ziel haben, die auftretenden Belastungen in der Mundhöhle möglichst realitätsnah zu simulieren. In-vitro-Verfahren zur Untersuchung von Adhäsiven lassen sich in Trennverfahren (Scher-, Mikroscher-, Tensile-, Mikro-Tensile-Test) und funktionale Kavitätentests (Randspaltanalyse, Evaluation der internen Adaptation, Dichtigkeitsprüfung) unterteilen, die alle ihre Vor- und Nachteile aufweisen [29]. Der traditionelle Schertest kann dabei als sinnvolle, schnelle und relativ einfach durchzuführende Screening-Technik angesehen werden [29, 34] und sollte unter den Vorgaben der Normen ISO 10477:1998 [61] und der ISO/TS 11405:2003 [62] durchgeführt werden. Einige Autoren vermuten, dass Scherhaftfestigkeitswerte nicht die wahren Kraftwerte darstellen würden, die zur Fraktur an der adhäsiven Grenzfläche führen, sondern dass es lokale Kraftkonzentrationen gibt, deren Werte die berechneten Kraftwerte weit

übersteigen können, sie propagieren daher einen bruchmechanischen Ansatz [135, 160]. Darum wurde in dieser Arbeit zusätzlich eine Frakturanalyse durchgeführt.

Durch die jüngsten Fortschritte in der konservierenden Zahnheilkunde ist es zunehmend schwieriger geworden extrahierte, humane Zähne in ausreichend hoher Zahl für die Forschung zu gewinnen [95]. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit nach Alternativmaterial zu suchen, mit möglichst ähnlichen chemisch-physikalisch und morphologischen Eigenschaften sowie leichter Verfügbarkeit, wobei zahlreiche Studien Rinderzähne als Ersatzsubstrat für Adhäsionstest in der Zahnmedizin als geeignet ansehen [95, 117, 159], andere Studien stehen der Verwendung von Rinderzähnen in Adhäsionstests kritisch oder sogar ablehnend gegenüber [97, 119, 123, 126].

Darum ist es Ziel dieser Arbeit, die Scherhaftfestigkeit und das Frakturverhalten von Rinder- und Menschenzähnen zu untersuchen, wobei die Auswirkungen von zwei Haftvermittlersystemen, im Schmelz und Dentin sowie eine künstliche Alterungsmethode berücksichtigt wurden.

2 Literaturübersicht

2.1 Schmelz

Der das Dentin bedeckende, von den Ameloblasten gebildete Zahnschmelz ist die härteste, abrasionsfesteste und am stärksten mineralisierte Zahnhartsubstanz. Er enthält weder Zellen, noch Zellfortsätze, darum wird er als kristallines Gefüge angesehen [128].

2.1.1 Chemische Struktur

Schmelz besteht zu 95 Gew.-% aus anorganischen Bestandteilen, 4 Gew.-% entfallen auf Wasser. Die restliche Substanz (1 %) setzt sich aus organischen Verbindungen zusammen [128]. Kalzium und Phosphor liegen als Apatitverbindung ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH}, \text{F}, \text{Cl}, \text{Br})_2$) in Form von Kristallen vor [57]. Zudem weist Schmelz auch eine variabel große Menge Karbontat auf [128]. Wasser liegt im Schmelz zu einem Teil kristallin als Hydratationsschale vor, der andere Teil ist mittels Wasserstoffbrückenbindungen an organische Materie gebunden [57].

2.1.2 Histologische Struktur

Die Apatitkristalle weisen einen annähernd hexagonalen Querschnitt auf. Etwa einhundert Schmelzkristallite liegen im Querschnitt zusammengefügt und bilden die sogenannten Schmelzprismen. Diese verlaufen wellenförmig von der Schmelz-Dentin-Grenze bis zur Schmelzoberfläche. Die Prismenverbände können unterschiedliche Konfigurationen aufweisen, wie den so genannten Schlüssellochtyp, Hufeisentyp oder zylindrischen Typ [57]. Jeder Hydroxylapatitkristall besitzt eine Hülle aus adsorbierten Ionen, Proteinen, Lipiden und Wasser, die Hydratationsschale. Die Schmelzprismen sind in eine interprismatische Substanz eingebettet, die aus ungeordneten Schmelzkristallen besteht [57]. Die unbehandelte Schmelzoberfläche ist von einem organischen Film aus Speichelbestandteilen (adsorbierten Proteinen und anderen Makromolekülen) überzogen, dieses wird als Pellikel oder erworbenes/tertiäres Schmelzoberhäutchen bezeichnet und es schwert die Haftung eines Füllungs- oder Klebematerials [47].

2.2 Dentin

2.2.1 Chemische Struktur

Das Dentin umgibt die Pulpa des Zahnes. Es ist aus organischen (30 Vol.-%) und anorganischen (45 Vol.-%) Anteilen, sowie Wasser (25 Vol.-%) aufgebaut [128]. Die organische Matrix besteht zu 91-92 % aus Kollagenen, und zu 8-9 % aus nicht-kollagener Grundsubstanz [132]. Der überwiegende Anteil des anorganischen Materials wird von aus Kalzium- und Phosphat-haltigen Hydroxyl-apatitkristallen gebildet, welche in einer kollagenen Matrix eingebettet sind [128].

2.2.2 Histologische Struktur

Ein wesentlicher Bestandteil des Dentins sind die Dentintubuli. Diese durchziehen das gesamte Dentin von der Pulpaperipherie bis zur Schmelz-Dentin-Grenze und beinhalten Kollagenfasern, Odontoblastenfortsätze, Dentinliquor und Nervenfasern. Anzahl und Durchmesser der Tubuli nehmen in Richtung der Schmelz-Dentin-Grenze ab [128]. Die Dentinkanäle werden von peritubulärem Dentin umgeben, es kleidet die Wand der Dentinkanäle aus und ist dicht und homogen mineralisiert. Sie werden wiederum durch das intertubuläre Dentin voneinander getrennt. Es ist weniger dicht mineralisiert und enthält zu 50 % kollagene Fasern [128].

Bei der Präparation von Zahnhartsubstanz entsteht eine 1-5 µm dicke Schmierschicht (Smear-layer) [36], diese penetriert einige Mikrometer tief in die Tubuli. Sie besteht unter anderem aus Zelltrümmern, Bakterien, Zahnhartgewebetrümmern und Dentinliquor [89]. Daher ist das Dentin hydrophil, so dass ein hydrophobes Material wie Komposit nicht in innigen Kontakt mit der Dentinoberfläche kommen kann [102]. Die Schmierschicht ist weder abspülbar, noch mechanisch zu entfernen [54]. Deshalb erwies sie sich für den Aufbau einer stabilen Haftung als Hindernis. Aufgrund dieser Tatsache entwickelte sich die Auflösung der Schmierschicht als Standard der effektiven Bondingsysteme [101].

2.2.3 Mechanismen der Schmelzhaftung: Konventionelle Säure-Ätz-Technik

Bei der konventionellen Säure-Ätz-Technik kommt durch Vorbehandlung der Schmelzoberfläche mit Säure und der anschließenden Anwendung eines niedrigviskösen Haftvermittlers zu einer randspaltenfreien Restauration [57]. 1955 stellte Buonocore [18] fest, dass Akrylatklebezemente auf Zahnschmelz eine deutlich stärkere Haftfestigkeit erreichten, wenn der Schmelz zuvor für 30 Sekunden mit 85 %-iger Phosphorsäure behandelt wurde. Diese sogenannte Schmelzkonditionierung findet heute mittels 30 bis 40 %-iger Phosphorsäure statt und schafft so eine ideale Oberflächenmorphologie für die mikromechanische Verankerung von Kunststoffen [45]. Durch die unterschiedliche Auflösung der Schmelzprismen bzw. der interprismatischen Substanz entsteht ein raues, retentives Mikrorelief. Es resultiert eine Oberflächenvergrößerung und eine Erhöhung der Reaktionsfähigkeit der Schmelzstrukturen [57]. Eine wesentliche Voraussetzung, damit sich adhäsive Kräfte ausbilden können, ist, dass eine energetisch begünstigte Nahordnung zwischen Adhäsiv und Substratoberfläche vorliegt, d. h., das Adhäsiv muss das Substrat gut benetzen [65]. Durch den Ätzvorgang wird gleichzeitig die Oberflächenenergie des Schmelzes erhöht, so dass die mit Säuren vorbehandelte und getrocknete Schmelzoberfläche in ihrer Benetzbarkeit stark verbessert wird [66, 122]. Dabei lassen sich drei verschiedene Ätztypen differenzieren: Bei Typ I werden die Prismenkerne aufgelöst, bei Typ II die Prismenperipherie und bei Typ III sind keine klaren Prismenstrukturen zu erkennen [63]. Die Art der Prismenauflösung lässt sich jedoch klinisch gesehen nicht beeinflussen, denn die Ätzwirkung ist von verschiedenen Parametern abhängig, wie der chemischen Zusammensetzung [63]. Bei korrekter Durchführung wird ein Ätzmuster mit einer Tiefe von 25-200 µm erreicht [57]. Der gewünschte Verbund mit dem Schmelz und Kunststoffmaterial wird durch das Auftragen eines Schmelzadhäsivs erreicht, einem ungefüllten, niedrig viskösen Dimethacrylat [30]. Die ungefüllten oder auch gefüllten Adhäsive können in die durch Schmelzätzung entstandene raue Struktur einfließen, was mittels Polymerisation zu einer innigen Verzahnung mit

dem Zahnschmelz führt [29]. Nach der Polymerisation entsteht ein mikromechanischer Verbund mit dem Zahnschmelz durch geometrische Effekte (mikroretentive Unterschnitte) der Kunststoffzotten sowie das Aufschumpfen des Kunststoffes auf die Schmelzzotten, sogenannte Tags (rheologischer Effekt). Es handelt sich dabei um ausgehärtete Adhäsivausläufer zwischen den unterschiedlich stark ausgelösten Schmelzprismen bzw. der interprismatischen Substanz [57].

2.2.4 Mechanismen der Dentinhaftung

Die aktuell auf dem Dentalmarkt angebotenen Bondingsysteme unterscheiden sich in ihren Strategien, die Schmierschicht aufzulösen beziehungsweise zu entfernen [54]. Die vollständige Entfernung der Schmierschicht wird durch die Etch-and-Rinse-Technik erreicht, bei der durch Applikation einer Phosphorsäure auch eine Demineralisation des Dentins stattfindet. Im intertubulären und peritubulären Dentin werden die Hydroxylapatitkristalle aus dem Kollagennetzwerk herausgelöst, so dass die Kollagenfasern freigelegt werden. Das Kollagennetzwerk kann dann von einem hydrophilen Monomer durchdrungen werden [54]. Als Adhäsion wird die Haftung zweier Stoffe, die in engem Kontakt zueinander stehen, definiert. Sie kommt durch mechanische und chemische Kräfte zustande [45]. Auch beim Dentin stellt die mikromechanische Verankerung den überwiegenden Verbundmechanismus dar [65]. Im Folgenden sollen die grundlegenden Mechanismen der Dentinhaftung erläutert werden:

a) Zottenbildung:

Durch die in die Dentintubuli eingedrungenen Monomergemische bilden sich nach der Aushärtung Kunststoffzapfen, die auch als Tags bezeichnet werden [33, 85]. Durch den Verbund der Tags mit dem demineralisierten peritubulären Dentin kommt es zu einer verbesserten Verbundfestigkeit [103, 155]. Trotz einer Länge von bis zu 50 µm tragen die Tags mit maximal 1 bis 6 MPa eher wenig zur Dentinhaftung bei [112, 117]. Die Säureapplikation auf Dentin bewirkt dabei neben der Entfernung der Schmierschicht auch eine Demineralisation des Dentins. Im intertubulären und peritubulären Dentin werden die

Hydroxylapatitkristalle aus dem Kollagennetzwerk herausgelöst, so dass die Kollagenfasern freigelegt werden. Das Kollagennetzwerk kann dann von einem hydrophilen Monomer durchdrungen werden. Dazu darf es allerdings nicht kollabieren oder verkleben, denn nur, wenn das hydrophile Monomer in das Netzwerk bis in die tiefen, nicht durch die Konditionierung veränderten Dentinbereiche penetrieren kann, wird eine mikromechanische Verankerung in der so genannten Hybridschicht erreicht [94, 155].

b) Hybridschicht:

Aus der Durchdringung der konditionierten Dentinoberfläche mit einem Adhäsiv resultiert nach dessen Lichthärtung eine so genannte Hybridschicht [94, 154, 155]. Ihre Dicke ist unter anderem abhängig von der anatomischen Anordnung der Dentinkanälchen [129]. Diese mit Kunststoff durchsetzte Dentinschicht trägt stärker zur Dentinhaftung bei als die Kunststoff-Tags in den Dentintubuli [152]. Somit beruht die Dentinhaftung auf einem Zusammenspiel von Hybridschicht, intratubulären Tags und der Adhäsion des Komposits an dem mit Monomeren infiltrierten Dentin [33]. Die Hybridschicht verfügt an ihrer Oberfläche über eine ca. 15 µm dicke, nicht-polymerisierte Sauerstoffinhibitionsschicht, die eine Reaktion mit dem darauf zu applizierenden Kunststoff ermöglicht [156, 157].

2.3 Haftvermittlersysteme für Schmelz und Dentin

Es wird heute nicht mehr zwischen Schmelz- und Dentinadhäsiven unterschieden, da die Produkte für die Haftungserzeugung auf beiden Zahnhartsubstanzen gleichermaßen verwendet werden. Die große Vielfalt unterschiedlicher Produkte kann in Etch-and-Rinse-Adhäsive für die 3- und 2-Schritt-Technik sowie Self-Etch-Adhäsive für die 2- und 1-Schritt-Technik unterschieden werden [65]. Der überwiegende Haftungsanteil auf Schmelz und Dentin basiert auf mikromechanischen Retentionen an mikroskopischen Porositäten und Rauheiten der Oberflächen. Allerdings gibt es auch in bestimmten Fällen einen chemischen Anteil. Die sicher am häufigsten anzutreffende Bindungsart ist der adhäsive Verbund. Unter diesem Begriff wird eine Kombination, d. h. ein Zusammenwirken unterschiedlicher Bindungsarten verstanden, die das Zusammenhalten von Materie an Grenzflächen bewirken.

Dies sind in erster Linie Wasserstoffbrücken-Bindungen, Van-der-Waals-Bindungen sowie mikromechanische Verankerungen [65].

2.4 Prinzipielle Zusammensetzung der Haftvermittler

In der Regel enthalten alle Produkte hydrophobe, hydrophile sowie amphiphile Monomere. Mögliche hydrophobe Monomere sind beispielsweise Bis-GMA oder UDMA. Bei den hydrophilen Monomeren handelt es sich fast immer um HEMA, das nahezu in sämtlichen Produkten zu finden ist, oder um HPMA. Bei amphiphilen Monomeren ist der hydrophobe und hydrophile Charakter ähnlich stark vertreten. Die hydrophilen oder amphiphilen Monomere werden häufig mit sauren Monomeren kombiniert, die in ihrer Säurestärke sehr unterschiedlich sein können. Bei den sauren Monomeren handelt es sich um Carbonsäuren oder um methacrylierte oder acrylierte Phosphorsäureester. Diese Monomerkategorie spielt insbesondere bei den selbstätzenden Adhäsiven eine wesentliche Rolle. Weiterhin enthalten die Adhäsive meistens auch Lösungsmittel (Wasser, Aceton, Ethanol) sowie manchmal auch Füllstoffe und in jedem Fall immer Initiatoren und Stabilisatoren [65].

2.4.1 Systeme mit Etch&Rinse-Technik

2.4.1.1 3-Flasche-Systeme

Diese umfassen folgende Arbeitsschritte:

Konditionierung:

Umfasst die Ätzung mit 37 %-igem Phosphorsäureätzgel [139], sollte aber im Dentin die Dauer von 15 Sekunden nicht überschreiten, da sich dieses sonst ungünstig auf die Haftung der Adhäsive auswirkt [38]. Im Schmelz sollte sie mindestens 30 Sekunden betragen [57].

Dem freigelegtem Kollagenetzwerk des Dentins fehlt die anorganische Matrix als Stützgerüst, so dass es bei zu starker Austrocknung zum Kollabieren neigt [70], welches einer effektiven Penetration des Primers und damit einer optimalen Ausbildung einer Hybridschicht entgegen steht [52, 145]. Um dieses zu vermeiden, wurde das „Wet Bonding“ eingeführt, bei dem nach der

Konditionierung nur vorsichtig getrocknet wird, um eine leicht feuchte Oberfläche zu erhalten [69].

Priming:

Primer sind hydrophile Monomere. Sie enthalten wasserlösliche Mono- und Dimethacrylate wie z.B. Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Hydroxypropylmethacrylat (HPMA), Biphenyldimethacrylat (BPDM), Polyethylenglycoldimethacrylat (PEGDMA) sowie phosphonierte Mono-, Di- und Polymethacrylate wie z.B. Dispentamethacryloyloxiphosphat (PENTA). Zudem Säuremonomere und Lösungsmittel wie Wasser, Aceton und Alkohol [57].

Diese Lösungsmittel zielen darauf ab Wasser zu verdrängen, das kollagene Netzwerk zu erweitern und so die Infiltration der Monomere in die Submikrometer und Nanometer großen Räume im Kollagennetzwerk zu fördern [33]. Sie werden nach Herstellerangaben aufgetragen und werden in der Regel nur verblasen, um die enthaltenen Lösungsmittel verdampfen zu lassen [29]. Nach Auftragen des Primers folgt das Auftragen eines Bondings.

Adhäsive (Bondings):

Sie bestehen aus amphilen Mono- und Dimethacrylaten wie z.B. 4-Methacryloyloxyethyltrimellitanhydrid (4-META), N-Phenylglycidylmethacrylat (NPDDMA) sowie Polymethylmethacrylat (PMMA) und phosphonierte Mono-, Di- und Polymethacrylate. Zusätzlich können Bisphenol-A-diglycidylmethacrylat (Bis-GMA), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) bzw. Urethandimethacrylat (UDMA) enthalten sein. Als Lösungsmittel dienen Wasser, Aceton oder Alkohol. Zudem können auch wasserlösliche Mono- und Dimethacrylate wie HEMA und PEGDMA darin vorhanden sein [57].

2.4.1.2 2-Flaschen-Systeme

Neben Produkten, die diese drei Schritte für die Anwendung benötigen, werden auch solche angeboten, die die Aufgabe des Primers und die des Adhäsivs in einer Lösung vereinen und somit einen Arbeitsschritt sparen [54]. Das Adhäsiv

enthält nun die bereits die hydrophilen, amphiphilen, hydrophoben oder sauren Monomere, sowie Lösungsmittel [65].

2.4.2 Haftvermittlung mittels Self-Etch-Methode

Im Gegensatz zur Etch-and-Rinse-Technik werden bei der Self-Etch-Methode die Bestandteile der Schmierschicht in den Verbund der Hybridschicht integriert [54, 57, 144]. Schmelz- und Dentinkonditionierung werden nur mittels genügend stark saurer Monomere durchgeführt, deren Ätzwirkung, wenn auch geringer als mit Phosphorsäure, aber doch ähnlich und aus reichend ist. Bei diesen sauren Monomeren handelt es sich i. d. R. um Maleinsäure, methacrylierte Phosphorsäureester oder um Carboxylgruppen tragende Monomere [65]. Die säurehaltigen Primer lösen die Schmierschicht auf und legen im darunter liegenden Dentin Kollagenfasern frei. Simultan dazu findet die Infiltration der Monomere statt, so dass ein ungeschütztes Kollagenfasergeflecht im Gegensatz zur Totalätztechnik erst gar nicht entstehen kann. Das Trocknen der wasserhaltigen Dentinprimer beeinträchtigt daher auch nicht die Dentinhaftung [54].

2.4.2.1 Selbstkonditionierende Systeme mit getrennter Applikation von Primer und Adhäsiv = 2-Flaschen-Systeme

Hierbei wird zunächst ein selbstkonditionierender Primer auf Schmelz und Dentin appliziert und im Luftstrom getrocknet, bevor im zweiten Schritt das Adhäsiv aufgetragen und lichtgehärtet wird. Diese Primer sind sauer genug, um den Smear-layer und die oberste Schicht des unterliegenden Dentins zu demineralisieren. Zudem infiltrieren sie das freigelegte Kollagen mit hydrophilen Monomeren. Diese kopolymerisieren dann mit anschließend aufgebrachtem adhäsiven Kunststoff [33]. Der Primer wird nach Herstellerangaben aufgetragen und verblasen um enthaltene Lösungsmittel wie Wasser, Aceton oder Alkohol zu entfernen. Nach Trocknung der Primer ist die Schmierschicht teilweise wieder ausgefallen. Danach wird ein Dentinadhäsiv aufgetragen, welches als Vermittler zwischen der hydrophilen Zahnschubstanz und dem hydrophoben Komposit dienen soll und welches Methacrylate enthält [57].

2.4.2.2 Selbstkonditionierende Primer-Adhäsive = 1-Flaschen-Systeme

Bei diesen so genannten All-in-one-Adhäsiven wird nur eine Lösung appliziert. Sie enthalten eine Mischung von hydrophilen und hydrophoben Monomeren sowie Monomere mit Säurerestern und erfüllen so, neben der Funktion des Adhäsivs, gleichzeitig auch die des Ätzmittels und des Primers [54]. Der saure selbstätzende Primer und das Adhäsiv sind also bei dieser Produktart in einer Komponente vereint. Zusätzlich werden auch die üblichen Lösungsmittel, wie Ethanol, Aceton oder Wasser, zugegeben[65].

2.5 Komposite

2.5.1 Aufbau der Komposite

Komposite sind zusammengesetzte, plastische, meist zahnfarbene Füllungswerkstoffe, deren polymerisationsfähige Monomere unter Energiezufuhr oder durch chemische Härtung ein polymeres Netzwerk bilden, in das oberflächen-modifizierte Füllpartikel eingebunden sind. Sie sind aus

- einer organischen Matrix (enthält multifunktionelle Methacrylate (z.B. Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat= Bis-GMA))
- einem anorganischen Füllstoff (silanisierte Glas-, Quarz-, oder Keramikpartikel, Zirkondioxidfüllkörper, SiO_2 , sphärisch gesinterte Mischoxide) und
- einer Verbundphase zusammengesetzt [57, 120].

Zusätzlich enthalten sie Stabilisatoren, Pigmente, Initiatoren, Akzeleratoren, sowie Inhibitoren, welche die Haltbarkeit und Polymerisierbarkeit bestimmen. Die Zusammensetzung der einzelnen Inhaltsstoffe schwankt dabei je nach Anwendungsgebiet des Materials und Hersteller.

Die organische Matrix besteht aus einem Monomer-Gemisch, welche als Dimethacrylate nach der Formel M-R-M aufgebaut sind, dabei steht R für das Molekülskelett und M für die reaktive Methacrylgruppe $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)-\text{CO}-\text{O}-$ [85, 86]. Zum einen sind langkettige Dimethacrylate wie Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA) und Urethanethylenglycoldimethacrylat

(UEDMA), zum anderen kurzkettige Verdünnermonomere, wie beispielsweise Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), enthalten. Sie beeinflussen den Vernetzungsgrad, die Polymerisationsschrumpfung, die Wasseraufnahme, die mechanischen Eigenschaften und den Gehalt an freien Doppelbindungen.

Die anorganischen Füllstoffe machen 50-70 Vol.-% des Komposits aus und sind in die organische Matrix eingebunden [77]. Sie reduzieren die Polymerisationsschrumpfung, die Verformbarkeit und den thermischen Ausdehnungskoeffizienten und verbessern zudem die mechanischen Eigenschaften [120]. Durch die Volumensubstitution von Monomer durch Füllstoffe kann die Polymerisationsschrumpfung auf 2-5 % verringert werden. Dieser Schrumpfung wirkt die hygroskopische Expansion entgegen, die durch einen Feuchtigkeitsübertritt aus dem Speichel bedingt ist. Jedoch kann diese Expansion mit einer Volumenänderung von 0,4 bis 3,1 Vol.-% die Polymerisationskontraktion nicht kompensiert [6].

Der sichere Verbund zwischen Füllkörper und Matrix ist entscheidend für die Festigkeit, das verbesserte Ermüdungsverhalten und die Verschleißbeständigkeit des Materials [6]. Eine Silanschicht dient als dabei als Haftvermittler und bewirkt eine chemische Bindung zwischen der organischen und anorganischen Phase [62]. Die Klassifizierung der Kompositmaterialien wird häufig nach ihrer qualitativen und quantitativen Füllkörperzusammensetzung vorgenommen (Tabelle 1). In modernen Feinpartikelhybridkompositen finden sich Makrofüller mit einem Durchmesser unter 1,5 μm [63].

Tabelle 1: Qualitative Einteilung der Komposite nach Füllstoffen

	Konventionelles Komposit	Homogenes Mikrofüller-komposit	Hybrid-komposit	Inhomogenes Mikrofüller-komposit
Makrofüller	+	+		
Mikrofüller		+	+	+

Mikrofüller Polymerisat				+
----------------------------	--	--	--	---

2.6 Vergleich von Rinder- und Menschenzähnen

Die Verwendung von Rinderzähnen als geeigneten Ersatz für Menschenzähne in In-vitro-Untersuchungen stellt, aufgrund der großen zur Verfügung stehenden Mengen, eine attraktive Alternative dar. Histochemische und vergleichende anatomische Studien haben gezeigt, dass alle Säugetierzähne im Wesentlichen gleich sind [95]. Auch zeigte sich, dass die Zähne von Säugetieren histochemisch und morphologisch sehr ähnlich aufgebaut sind [49, 82, 115]. Unter dem Mikroskop haben Rinder- und Menschenschmelz eine ähnliche Kristallitanordnung, allerdings differiert die Schmelzprismenanordnung [14]. Auch eine Untersuchung zu den Poliereigenschaften von beiden Schmelzarten ergab eine positive Korrelation von 0,99 [115]. Gentle et al. (1985) [49] untersuchte den mineralischen Aufbau boviner und humaner Zähne. So beträgt der Kalziumgehalt boviner Zähne 31,8 % (Mensch 34,9 %) und der Phosphorgehalt 15,5 % (Mensch 16,8 %). Auch der lineare thermische Ausdehnungskoeffizient des Rinderschmelzes stimmt mit dem des menschlichen Schmelzes überein. Der Interprismatische Raum ist bei Rinderzähnen größer [32] und nach Whithurst et al. (1968) [85] sind auch die Abrasionswerte für Schmelz und Dentin bei Menschen- und Rinderzähnen unterschiedlich.

In der Literatur finden sich zahlreiche Publikationen, in denen bovine Zähne genutzt wurden, um die Haftfestigkeit von Adhäsiven im Dentin zu testen, aber es gibt nur wenige, in denen direkt die Ergebnisse von bovinem mit denen von humanem Schmelz und Dentin verglichen werden [11, 75, 118, 126, 164]. Es gibt konträre Ergebnisse zur Eignung boviner Zähne als Ersatzsubstrat für humane Zähne in Untersuchungen zur Charakterisierung von Adhäsivsystemen. Einige zeigten deutliche Unterschiede zwischen den zwei Zahnarten: In einer kieferorthopädischen Studie von Oesterle et al. (1998) [97] wurde die Haftfestigkeit von Brackets an humanem und bovinem Dentin

getestet und ergaben bei bovinen Testkörpern um 40 % geringere Werte. Andere Studien [123] kamen zu dem Ergebnis, dass die Scherhaftfestigkeit von bovinem Schmelz statistisch schwächer war, als die von humanem Schmelz, und dass boviner Schmelz schneller demineralisiert und erodiert als humaner Schmelz [120]. Retief et al. (1990) [119] fanden signifikant niedrigere Scherhaftfestigkeit in bovinem Dentin trotz dichter Penetration des Adhäsivs im bovinen Dentin. In einigen Untersuchungen wurden zudem höhere Haftwerte bei Verwendung humaner gegenüber boviner Zähne gefunden [97]. Uy und Chang [166] kamen zu dem Schluss, dass die Oberflächenspannung bei bovinen Zähnen geringer als bei humanen Zähnen sei, und das darin begründet eine etwas geringere adhäsive Kraft in bovinen Schmelz als auch Dentin zu finden sei. Camargo et al. [19] entdeckten bei ihren Studien, dass beim Vergleich der Anzahl der Dentintubuli zwischen Mensch und Rind, bei letzteren ein signifikant höherer Wert gefunden wurde, während jedoch ein Vergleich der Durchmesser keine Unterschiede erbrachte. Auch in anderen Studien ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen der Haftfestigkeit von humanem und bovinem Schmelz [82, 119]. Bovine Zähne entwickeln sich deutlich schneller während der Zahnbildungsphase, was ein Grund für die größeren Kristalle des Rinderschmelzes sein könnten, und zudem weisen sie mehr Defekte im Kristallgitter auf. Diese Fakten, könnten laut Oesterle et al. (1998) [97] der Grund für die geringere Oberflächenspannung im Schmelz sein, und dies wiederum könnte Ursache für die in manchen Studien ermittelten, geringeren Haftwerte sein. Eine Literaturübersicht von Leloup et al. (1999) [79] ergab, dass bei Haftfestigkeitstests an Rinder-Inzisiven signifikant niedrigere Haftwerte auftraten, als an humanen Molaren. Dieser Unterschied könne durch die Beobachtung erklärt werden, dass bovines-koronaes Dentin große Dentintubuli aufweist, und eine Haftfestigkeit ähnlich der von humanem Dentin nur in der oberflächlichen Dentinschicht erreicht werden könne [120]. Andere Autoren kamen dagegen zu einem gegenteiligen Ergebnis. So wurden in einem Mikro-Tensile-Test von Reis et al. (2004) [118] keine signifikanten Unterschiede in der Haftfestigkeit zwischen humanem und bovinem Schmelz und Dentin gefunden. Barkmeier et al. [11] entdeckten in ihrer Studie für humanen und bovinen Schmelz hohe Scherhaftfestigkeitswerte und auch die von humanen

und bovinen Dentin waren ähnlich hoch. Nakamichi et al. (1983) [95] sehen Rinderzähne als ein geeignetes Ersatzmedium für Menschenzähne zur Untersuchung von Haftvermögen an. Sie beschrieben in ihrer Studie, dass die Adhäsion im Schmelz sowie im oberflächlichen Dentin bei Mensch und Rind sich nicht statistisch signifikant unterschieden, wobei die Werte bei den bovinen Zähnen immer etwas geringer waren [95]. Schilke et al. (2000) [127] berichteten, dass weder die Anzahl der Dentintubuli pro mm², noch ihr Durchmesser in den entsprechenden Dentinschichten, bei humanen Molaren und bovinen, zentralen Inzisiven signifikante Unterschiede aufwiesen.

2.7 Scherhaftfestigkeitsmessung

Heutzutage gibt es verschiedene verwandte, und auch in der ISO 11405/2003 aufgeführte, Methoden zur Untersuchung der Haftung von Haftvermittlern, die alle Vor- und Nachteile aufweisen. Die Scherhaftfestigkeit wird dabei definiert als die Kraft pro Fläche, die auf einen befestigten Aufbau ausgeübt wird, bis zu einem Bruch in oder an der adhäsiven/adhärenen Grenzfläche. Sie kann mittels einer Schervorrichtung durch eine computergesteuerte Universalprüfmaschine (siehe Kapitel 4) gemessen und errechnet werden. Obwohl der Scherhaftfestigkeitstest in der Literatur kritisch diskutiert wird und stark mit dem Mikro-Tensile-Test und dem Mikro-Scherhaftfestigkeitstest konkurriert, wird der Scherhaftfestigkeitstest als seine geeignete Methode betrachtet, er wird sogar in der meisten jüngst erschienenen Literatur verwandt [26, 37, 46, 51, 78, 83, 84, 125, 149].

Bei der Bewertung und dem Vergleich von Scherhaftfestigkeitsmesswerten ist immer zu beachten, dass diese als Kraft pro Fläche angegeben wird, und darum die Oberflächengröße eine extrem wichtige Rolle spielt. Sie kann durch geeignete Formen kontrolliert und gesteuert werden, jedoch wird beim Bearbeiten und Aufbringen von Adhäsiven und einer Kunststoffmatrix immer ein wenig unterschiedlicher, nicht definierbarer, mechanische Stress auf die Prüfkörper wirken, der wiederum Einfluss auf die Haftwerte haben wird [105]. Die Präferenz für den konventionellen Scher- und Zughaftfestigkeitstest ist nach Braga et al. [15] gerechtfertigt, weil sie leicht durchzuführen sind, wenig

Ausrüstung und Testkörperpräparation bedürfen. Bis in die Mitte der neunziger Jahre, wurden Scher- und Zughaftfestigkeitstests nur an Testkörpern mit relativ großen, beklebten Arealen durchgeführt, gewöhnlich mit 3-6 mm im Durchmesser [15]. Dennoch wurde die Eignung von Tests, aufgrund der Heterogenität der Kraft-Verteilung an der getesteten Oberfläche, in Frage gestellt. Kohäsive Frakturen im Zahn oder Komposit werden dabei als ein übliches Ereignis betrachtet, die eine akkurate Bewertung der Grenzflächen-Haftfestigkeit ausschließen. Die Notwendigkeit diese Limitationen durch neue Techniken zu überwinden führte zum Gebrauch von Testkörpern mit kleinen Oberflächen (unter 2 mm²) mittels Mikro-Zugfestigkeits- und Mikro-Scherhaftfestigkeitstests [15].

Bei dem Tensile-Test, oder auch Zugversuch genannt, wird ein Kunststoffzylinder aus Füllungsmaterial auf eine eingebettete Zahnfläche aufpolymerisiert und nach Lagerung und/oder Temperaturlastwechsel abgezogen. Er hat den Vorteil einer vergleichsweise schnellen und einfachen Durchführung, zudem gibt es bereits viele Vergleichstudien. Nachteile sind dass die Schrumpfung des Kunststoffs nicht berücksichtigt wird und ein niedriger C-Faktor vorliegt [29].

Der sogenannte Mikro-Tensile-Test, der von Sano et al. 1994 [95] entwickelt wurde und eine verbesserte Stress-Verteilung bewirken sollte, ermöglichte die Testung von sehr kleinen Testoberflächen. Dabei wird eine Haube aus Füllungsmaterial auf eingebettete Füllungsflächen aufpolymerisiert, danach werden die Zähne in Scheiben gesägt und die Prüfkörper in eine spezielle Form, z.B. Sanduhrform, Stäbchenform präpariert und auf Abzug getestet [29]. Seine Entwicklung basiert auf der Beobachtung, dass es eine Tendenz für größere Bondingflächen gibt, eher kohäsive Frakturen im Dentin zu erbringen bei einer relativ geringen Scherhaftfestigkeit. Sano et al. zeigten ebenfalls, dass die Zughaftfestigkeit umgekehrt proportional zu der beklebten Testoberfläche ist. Sie entdeckten, dass bei einer Erhöhung des Querschnitts auf über 2 mm² der Testoberfläche die Anzahl der kohäsiven Frakturen auf 0 abfielen. Unter 2 mm² waren alle Frakturen adhäsiver Art [105, 124]. Nachteile dieser Methode sind, dass sie technisch sehr anspruchsvoll ist, nur sehr schwer Werte unter 5

MPa zu messen sind, spezielles Arbeitsmaterial und Maschinen benötigt werden und aufgrund der geringen Prüfkörper-Größe, diese sehr leicht dehydrieren und dies einen negativen Effekt auf die Messung haben kann [29].

Der Mikro-Scherhaftfestigkeitstest wurde 2002 durch Shimada et. al. eingeführt [130]. Verglichen mit dem konventionellen Scherhaftfestigkeitstest findet die Kraftverteilung viel konzentrierter an der Grenzfläche der Prüfkörper statt [9], was die Wahrscheinlichkeit von kohäsiven Frakturen im Material reduzieren soll, die keine „wahre“ Grenzflächen-Haftkraft darstellen würden. Ein Vorteil dieser Methode liegt darin, dass bei ihm eine sehr präzise Zuordnung von Adhäsion mit dem Substrat-Orten stattfinden kann, jedoch ist auch er im Hinblick auf die Testkörperherstellung sehr aufwändig [68].

Eine vergleichende Haftfestigkeitsstudie mit drei Adhäsivsystemen zeigte Ähnlichkeiten zwischen entsprechenden „Makro-“ und „Mikro-“ Bedingungen bezüglich des Materialrankings, wobei „ Makrotests“ eine höhere Tendenz zu kohäsiven Brüchen aufweisen [15]. Die Reduktion der Testoberfläche korrespondiert mit einer Zunahme der Scherhaftfestigkeitswerte. Ein Makro- und eine Mikro-Scherhaftfestigkeitstest bewerteten die getesteten Adhäsivsysteme gleich, während bei dem Tensile-Test eine Umkehrung in der Wertung von zwei getesteten Systemen mit der höchsten Haftfestigkeit auftrat [15].

Die Haftfestigkeit zwischen Adhäsivsystemen und Zahnstrukturen wird durch eine große Anzahl an Variablen beeinflusst, welche ein Vergleichen zwischen verschiedenen Studien fast unmöglich macht. Die ISO/TS 11405 [62] gibt Aspekte wie die Größe der Bonding-Fläche, Test-Anordnungen oder Belastungsbedingungen eher ungenau vor. Als eine Folge dessen resultiert eine große Vielfalt an experimentellen Berichten unter den Untersuchenden, mit nachweislichem Effekt auf die Ergebnisse [15]. Mittels der Finite-Elemente-Methode konnte gezeigt werden, dass für Scher-, Mikro-Scher-, Tensile-, und Mikro-Tensile-Test fast jede Variable, wie die Testkörper-Geometrie, die Belastungskonditionen, die Filmdicke und das Elastizitätsmodul des Materials einen hoch-signifikanten Einfluss auf die Kraft-Beschaffenheit und dar um auf

die Haftwerte haben kann [125]. Zudem identifizierte ein systematisches Review die Kompositart, Größe der Testfläche, die Testmethode und die Vorschubgeschwindigkeit als Faktoren, die die Haftfestigkeit signifikant beeinflussen, neben vielen anderen, die sich auf das Testsubstrat, Testkörperlagerung und Temperaturlastwechsel beziehen. Scherrer et al. [125] zeigten dabei auch anhand von Resultaten aus 147 Studien eine hohe Streuung in der Haftfestigkeitsdaten, gleichgültig welches Adhäsiv und welcher Bonding-Test verwandt wurde. Die berichteten Frakturmodi für alle Tests beinhalteten eine große Anzahl an kohäsiven Frakturen. Die Produktbewertung schien abhängig zu sein, von der Art des verwendeten Tests.

Obwohl der Scherhaftfestigkeitstest eine bedeutende Rolle in der Entwicklung von Dentin-Haftvermittlern gespielt hat, wird die Eignung dieses Verfahrens in Frage gestellt. Vor allem kamen zunehmend Zweifel auf, wegen der großen Variation der Testergebnisse, die in den verschiedensten Studien gefunden wurden [23, 27, 60]. Laut Versluis et al. [160] gestaltet sich das Vergleichen und die Auswertung von Scherhaftfestigkeitsergebnissen als sehr schwierig. Der Scherhaftfestigkeitstest geht von einer uniformen oberflächlichen Kraftverteilung aus, weil dabei die zum Bruch notwendige Kraft durch die gesamte Querschnittsfläche geteilt wird. Jedoch erwies die Finite-Elemente-Analyse, dass diese Annahme nicht korrekt ist. Vielmehr konnte gezeigt werden, dass es lokale Kraftkonzentrationen gibt, deren Werte die berechneten Kraftwerte weit übersteigen. Daraus ergibt sich, dass die Scherhaftfestigkeit mit der Prüfkörpergeometrie, Belastungskonfiguration und Materialeigenschaften variiert. Offensichtlich liefert die einfache Messung der Scherhaftfestigkeit keine eindeutigen Werte. Scherhaftfestigkeitstests verursachten ungleichmäßige, komplexe Kräfte innerhalb der Reaktionszone. Es konnte gezeigt werden, dass dabei, bedingt sind durch das Biegemoment, hohe Zugkräfte erreicht werden, die eventuell zu einer Ausreisskraft am Dentin führen. Dieser Effekt wiederum könne zu einer hohen Anzahl von kohäsiven Frakturen führen [125].

2.8 Bruchanalyse

Klassifikationen für den Frakturmodus von getesteten Prüfkörpern festzulegen ist eine komplizierte Aufgabe, und in manchen Fällen ist die Grenze zwischen gemischten und kohäsiven Frakturen lediglich subjektiv [15]. Es gibt verschiedenen Ansätze und Möglichkeiten zur Bestimmung und Untersuchung von frakturierten Oberflächen, jedoch sind diese nicht in der ISO/TS 11405 [62] festgelegt. Die Frakturen-Analyse der Testkörper wurde bei einer Untersuchung unter 100 Studien durch Braga et al. [15] nur in 64 % der Studien durchgeführt, davon zu 47 % mittels niedriger Vergrößerung (10-50x) unter dem Stereomikroskop und zu 17 % unter dem Rasterelektronenmikroskop. Bei der Frakturanalyse können große kohäsive Brüche innerhalb des Dentins oder des Kunststoffs mittels Stereomikroskop bei niedrigster Vergrößerung evaluiert werden [125].

Es gibt weiterhin die Möglichkeit mittels Rasterelektronenmikroskop Informationen über die Oberflächenmorphologie mittels der Röntgen-Mikro-Analyse zu erhalten. EDSx-ray mapping (Röntgen mit quantitativer Elementanalyse und Analyse der Schichtzusammensetzung) erlaubt die räumliche Lokalisierung von Elementen auf der Oberfläche eines Testkörpers. Diese Analyse ist eingeschränkt durch die leichteren Elemente, Röntgeschatten, eine relativ große Tiefe der Oberflächen und limitierte räumliche Auflösung. Die Photoelektronenspektroskopie (PES) ermöglicht die Analyse aller Elemente außer Wasserstoff und Helium der obersten 10 nm und kann genutzt werden um eine detaillierte chemische Charakterisierung einer Oberfläche zu ermöglichen [142]. Nachteil diese Methoden ist jedoch, dass sie mit sehr hohem zeitlichem und apparativem Aufwand verbunden sind.

In einem Vergleich von drei Adhäsivsystemen durch Braga [15] zeigte nur das Adhäsivsystem mit den niedrigsten Haftwerten bei allen Testmethoden keine kohäsiven Brüche. Für die anderen beiden Adhäsivsysteme zeigten sich mehr kohäsive Frakturen in den Makro- als in den Mikro-Tests. Bei einem Vergleich von 147 Studien wurde eine hohe Anzahl an kohäsiven Frakturen gefunden, während die gesammelten Daten für den Mikro-Tensile-Test, der, aufgrund der

der kleineren Oberfläche weniger anfällig für kohäsive Frakturen sein soll, entsprechend 20 % und 39 % kohäsive Brüche für die beiden führenden Produkte, Clearfil SE Bond und OptiBond FL, zeigte. Kohäsive Frakturen im Dentin oder Kunststoff können bei dem Mikro-Tensile-Test durch Fehler in der Ausrichtung der Testkörper entlang der Achse der Testanordnung oder durch das Auftreten von Mikrorissen während des Schneidens oder Trimmens der Testkörper entstehen [125].

Ein Problem beim Vergleichen verschiedener Studien besteht beim Interpretieren der gemischt gebrochenen Frakturen in der Literatur. Man weiß dabei nicht, ob „gemischter Bruch“ bedeutet, dass der Bruchriss nur im Adhäsiv der Grenzschicht liegt und eher kleine oder aber vielleicht sogar sehr große Areale von Kunststoff oder Dentin enthält [125].

Kohäsive Brüche im Dentin wurden oft als ein Zeichen von perfektem Adhäsivverbund verstanden, was nicht unbedingt wahr sein muss. Versluis et al. [160] zeigten, dass geringwertige Adhäsion eher unwahrscheinlich zu kohäsiven Brüchen im Dentin führt, dennoch benötigen kohäsive Frakturen keine überragende Qualität der Grenzflächenhaftstärke. Sie nutzen die Finite-Elemente-Methode um zu zeigen, dass der Frakturpfad in Scherhaftfestigkeitstests wegen des brüchigen Charakters eine hohe Tendenz dazu hat, ins Dentin abzugleiten. Wenn es zu kohäsiven Brüchen gekommen ist, entspricht die errechnete Haftfestigkeit (Kraft/Fläche) nicht länger der wirklichen Grenzflächen Kraft [143]. Gwinnet et al. vermuteten, dass die mechanischen Eigenschaften von Dentinoberflächen durch Dehydratation vermindert werden könnten, was in einer lokalisierten Schwächung des Substrates resultieren könnte [53].

2.9 Temperaturlastwechsel

Um den in der Mundhöhle herrschenden Temperaturstress mit heißen und kalten Extremen zu imitieren, werden die Versuchsproben in zahlreichen Studien vor der Haftfestigkeitsprüfung einem Temperaturlastwechsel unterzogen [1, 45, 150]. Beim Temperaturlastwechsel werden thermische Belastungen auf die Probekörpern mit abwechselnd kalter und heißer

Flüssigkeit (meist 5° C und 55° C) ausgeübt, wobei 100 bis mehrere 1000 Zyklen durchlaufen werden. Die so entstehenden Temperatursprünge beanspruchen die Verbindung Schmelz-Adhäsiv-Kunststoff aufgrund der unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten, was zu einer Schwächung des gesamten Gefüges führen kann. Der Temperaturlastwechsel weist eine lineare Beziehung der thermalen Expansion zwischen Zahn und Restaurationsmaterial auf. Es kann zur Bildung von Spannungen zwischen Kunststoff und Zahn kommen und diese könnten, abhängig von dem adhäsiven System, zur Beeinflussung der Scherhaftfestigkeit führen [93, 98]. Der Hauptgrund für die Reduktion der Scherhaftfestigkeit wird in dem möglichen Effekt von Hydrolyse an der Grenzfläche des Adhäsivs und der Hybridschicht vermutet [36].

Titley et al. [146] zeigten, dass die Haftfestigkeit von Single Bond nicht signifikant durch den Temperaturlastwechsel beeinflusst wird. Dagegen entdeckten Davidson et al. [27] in ihrer Studie eine signifikante Erhöhung der Scherhaftfestigkeit nach Temperaturlastwechsel abhängig von dem jeweils getesteten adhäsiven System. Auch Prince et al. [114] berichteten, dass ein Temperaturlastwechsel über 5000 Zyklen einen signifikant negativen Effekt auf die Scherhaftfestigkeit von humanem Dentin habe. El-Araby und Talic testeten in ihrer Studie die Scherhaftfestigkeit von Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Adhäsiven und fanden dabei für Schmelz als auch Dentin eine Erhöhung nach Temperaturlastwechsel [36]. Nach einer Studie von Dos Santos et al. ergaben sich bei Untersuchungen der Scherhaftfestigkeit von drei verschiedenen Adhäsivsystemen an humanem und bovinen Schmelz und Dentin vor und nach Temperaturlastwechsel keine signifikanten Unterschiede [30].

3 Problemstellung

Ziel dieser Arbeit ist die vergleichende Untersuchung der Scherhaftfestigkeit von einem Adhäsiv mit Etch-and-Rinse-Technik und einem Self-Etch-Adhäsiv an Rinderschmelz und humanem Schmelz und Dentin, um herauszufinden, ob Rinderzähne in Scherhaftfestigkeitsuntersuchungen als Ersatzsubstrat für humane Zähne dienen können.

Folgende Faktoren werden untersucht und verglichen:

1. Scherhaftfestigkeit von Rinder- und Menschenzähnen in Schmelz und Dentin
2. Einfluss der getesteten Zahnhartsubstanz auf die Scherhaftfestigkeit von humanen und bovinen Zähnen
3. Einfluss von künstlicher Alterung mittels Temperaturlastwechsel auf die Scherhaftfestigkeit von humanen und bovinen Zähnen

Darüber hinaus werden die nach den Messungen sichtbaren Bruchoberflächen der Probenkörper untersucht. Beurteilt wird folgender Aspekt:

4. Art des Bruchmodus

4 Material und Methode

Die verwendeten Materialien wurden aufgrund von Herstellerangaben sowie eigenen Beobachtungen charakterisiert. Die Methodik orientierte sich an folgenden ISO-Normen:

ISO 10477:1998 Dentistry -Polymer-based crown and br idge materials. Amendment 1.

ISO/TS 11405:2003 Dental materials - Testing of adhesion to tooth structure

4.1 Material

4.1.1 Versuchszähne

Bei den Rinderzähnen handelte es sich um Inzisivi, die kurz nach der Schlachtung aus dem Unterkiefer extrahiert und anschließend in 0,5 %-iger Chloramin-Lösung (Sigma Aldrich Chemie GmbH, Taufkirchen, Deutschland) bei 4 ± 2 °C im Kühlschrank gelagert wurden.

Die humanen Zähne stammten von Patienten zwischen 16 und 40 Jahren. Sie wurden ebenfalls direkt nach der Extraktion in 0,5 %-iger Chloramin-Lösung bei 4 ± 2 °C gelagert. Es handelt sich überwiegend um dritte Molaren, die zum Zeitpunkt der Extraktion bereits in die Mundhöhle durchgebrochen waren. Alle Zähne befanden sich in einem karies- und füllungsfreien Zustand und wurden mittels Pinzette, Mulltüchern und fließendem Wasser von Geweberesten und optisch sichtbaren Verunreinigungen befreit.

4.1.2 Untersuchte Haftvermittlersysteme

Folgende Produkte wurden verwendet:

- Das 3-step Etch-and-Rinse Produkt OptiBond FL (KerrHawe, Bioggio, Schweiz) mit 36 %-iger Phosphorsäure-Conditioner-Ätzelgel (Conditioner 36 Etching Gel, Dentsply/DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland)
- Sowie das selbstätzende 2-step Produkt Clearfil SE Bond (Kuraray Europe GmbH, Frankfurt, Deutschland).

Die Zusammensetzung des jeweiligen Haftvermittlers ist in Tabelle 2 aufgeführt.

Tabelle 2: Zusammensetzung der untersuchten Haftvermittler

Haftvermittler/ Hersteller	Komponenten/ Charge	Zusammensetzung
OptiBond FL (Kerr)	Ätzel: Conditioner 36 Etching Gel (Lot: 06200700/ 2011-01)	36,5 %Phosphorsäure
	Primer (Lot: 437366):	30% HEMA 10% GPDM 15% PAMA 1%KC 22% Ethanol 22% Wasser
	Adhäsiv (Lot: 437418):	25,7%Bis-GMA 19,2% HEMA 6,5% GDMA 42,2% Ba-Al-Borsilikatglas 2,6% A174 Silikatglas 1,9% Na ₂ SiF ₆ 0,3% KC
Clearfil SE Bond (Kuraray)	Primer (Lot: 00590A)	MDP HEMA hydrophiles Dimethacrylat KC N,N-Dimethyl-p-Toluidin Wasser
	Bond (Lot: 00833A)	MDP Bis-GMA HEMA hydrophiles Dimethacrylat KC N,N-Dimethyl-p-Toluidin kolloidales Siliziumdioxid

A174 = 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan

Bis-GMA = Bisphenol-A-dimethacrylat

KC = Kampherchinon

GDMA = Glyceroldimethacrylat

HEMA = 2-Hydroxyethylmethacrylat

MDP = 10-Methacryloyloxydecylhydrogenphosphat

ODMAB (Komplexbildner) = 2-(Ethylhexyl)-4-(dimethylamino)benzoat

TEGDMA = Triethylenglycoldimethacrylat

4.1.3 Komposit

Zur Herstellung der Kunststoff-Zylinder wurde der lichthärtende Kunststoff Clearfil AP-X in der Farbe A3 (LOT-Nr.: 01122B) von Kuraray verwandt. Eine Auflistung seiner Bestandteile findet sich in Tabelle 3.

Tabelle 3: Bestandteile von Clearfil A-PX

Kunststoff	Zusammensetzung
Clearfil A-PX	Bisphenol-A-dimethacrylat Triethylenglycoldimethacrylat Silanisiertes Bariumglas Silanierte Kieselerde Silanierte, kolloidale Kieselerde dl-Kampherchinon Katalysatoren Akzeleratoren Pigmente Weitere Zusätze

4.1.4 Temperaturlastwechsel

Der Temperaturlastwechselversuch erfolgte mit dem Thermocycler V3,0 (Firma Willytec, Karlsruhe, Deutschland) (siehe Abb. 9) unter genau definierten Bedingungen. Die Bäder enthielten entionisiertes Wasser, wobei das Kaltbad eine Temperatur von +5 °C aufwies, während das Wärmebad bei 55 °C lag. Das Gerät gewährleistete durch einen Füllstandsensoren im Wärmebad, der an eine Pumpe mit einem Nachfüllkanister (10 l) angeschlossen war, eine konstante Füllhöhe. Zudem wirkten schwimmende Kunststoffkugeln, so genannte Abdeckkugeln, im 55 °C warmen Bad einer Verdunstung entgegen. Die beiden Wannen waren jeweils an einen Thermostaten, (Haake DC1, Haake GmbH, Karlsruhe, Deutschland) angeschlossen, um die gewünschten Temperaturen einzustellen und konstant zu halten. Das Kältebad war zusätzlich mit einer Kaltbadeinheit (Haake EK20: Haake GmbH) ausgestattet. Ein sogenannter Eintauchkühler EK20 (Haake GmbH) kühlte ein Dewar-Gefäß bis auf -20 °C ab, während der Badthermostat durch ein geregeltes Gegenheizen

zu einer konstanten Temperatur führte. Die Genauigkeit der Temperierung beläuft sich nach Angaben des Herstellers auf $\pm 0,02$ K. Die Transferzeit zwischen den Bädern belief sich auf 10 s, die Verweildauer in dem jeweiligen Bad betrug 30 s.

4.2 Methode

4.2.1 Versuchsübersicht

Im Rahmen der Untersuchungen wurden 160 Prüfkörper hergestellt. Diese Anzahl ergab sich aus zwei Zahnarten (Rind/Mensch), von denen jeweils 10 Prüfkörper hergestellt wurden, für zwei Adhäsivsysteme, zwei Zahnhartsubstanzen (Schmelz/Dentin) sowie zwei Alterungsmethoden. Die Abbildung 1 zeigt eine Übersicht über den Versuchsaufbau ohne, Abbildung 2 den Versuchsaufbau mit Temperaturlastwechselversuch.

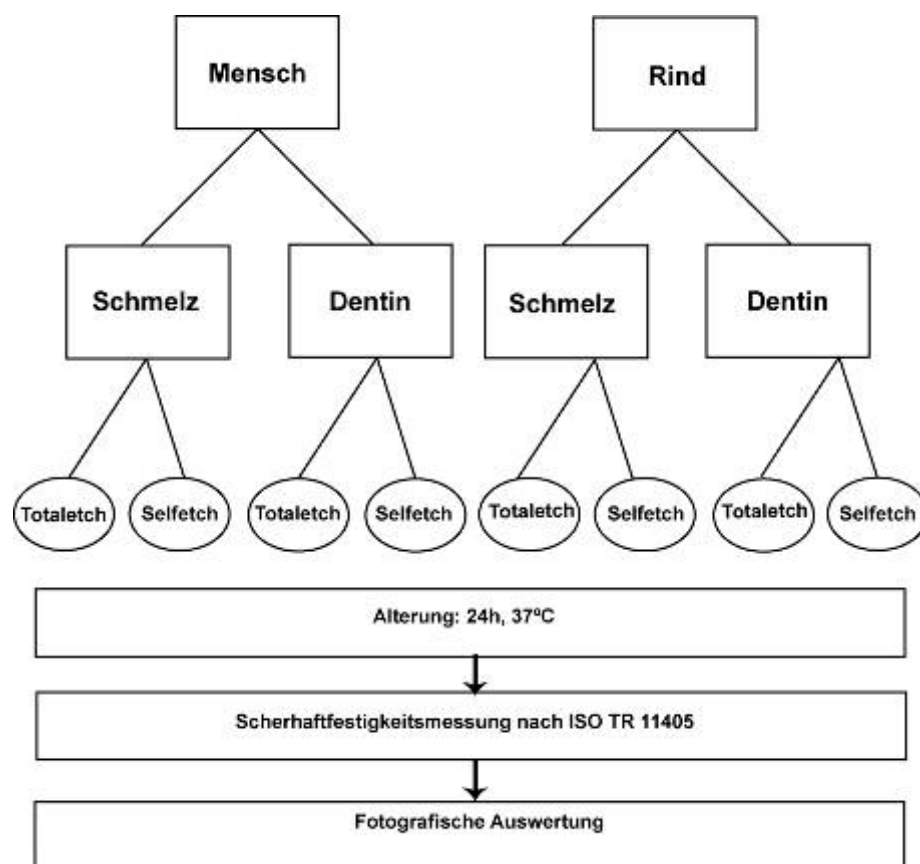


Abb. 1: Versuchsaufbau ohne Temperaturlastwechselversuch der Prüfkörper

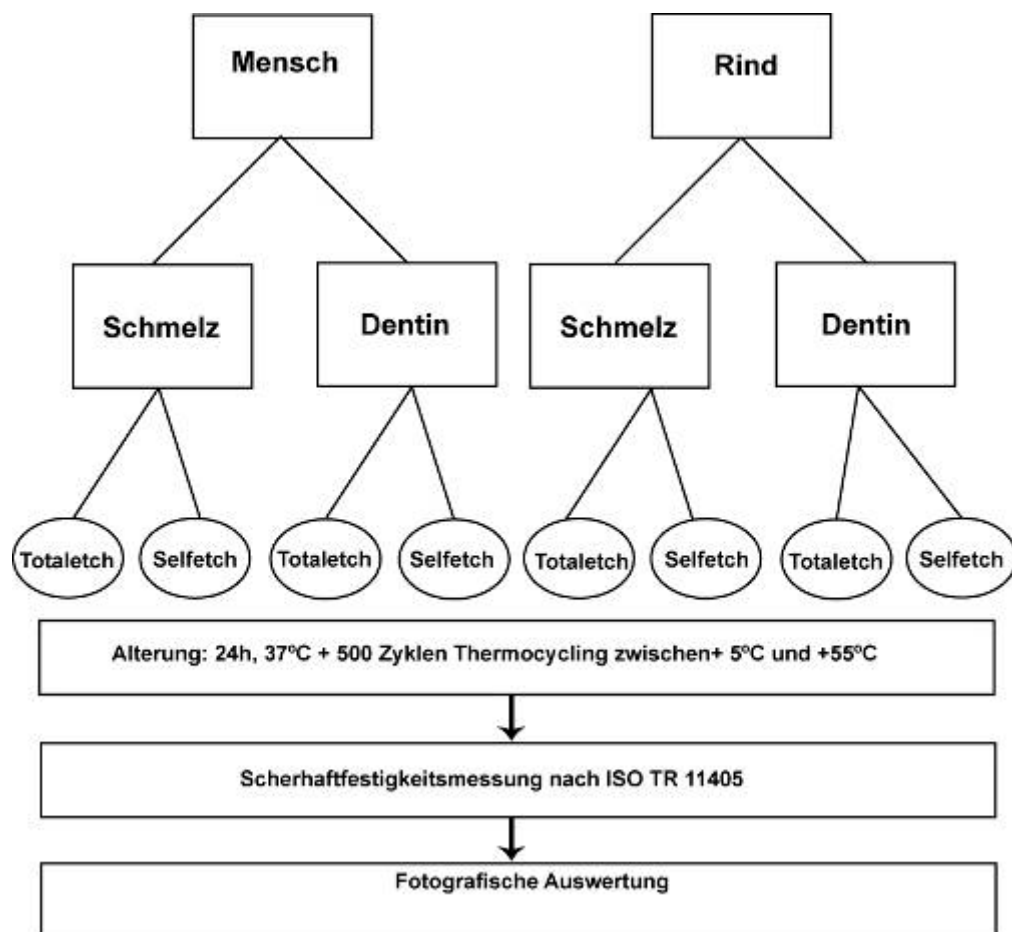


Abb. 2: Versuchsaufbau mit Temperaturlastwechselversuch der Prüfkörper

4.2.2 Applikationsprotokoll

Folgendes Applikationsprotokoll wurde eingehalten:

1. Vorbereitung der Versuchszähne
2. Einbetten der Versuchszähne
3. Oberflächenbearbeitung von Schmelz- oder Dentinoberfläche
4. Applikation der Adhäsive
5. Applikation des Komposits
6. Künstliche Alterung/Lagerung
7. Messung der Scherhaftfestigkeit
8. Quantitative Bruchanalyse mittels digitaler Fotografie

4.2.3 Vorbereitung der Versuchszähne

Die bovinen Versuchszähne wurden mittels einer Handsäge (LUX Tools, Wermelskirchen, Deutschland) unter Wasserkühlung von ihrer Wurzel befreit, die dabei freigelegte Pulpa wurde mittels einer Pinzette entfernt und das Pulpencavum mit rosa Plattenwachs verschlossen (siehe Abb. 3).

Bei den humanen Zähnen wurde das gleiche Verfahren angewandt, jedoch konnte aufgrund der engeren und kleineren Wurzelkanäle die Pulpa nicht bei allen Zähnen vollständig entfernt werden. Zudem wurde eine Headströmfeile ISO 20 (VDW Endodontics Synergy GmbH, München, Deutschland) anstatt einer Pinzette verwandt.



Abb. 3: Vorbereiteter humaner Molar

4.2.4 Einbetten der Versuchszähne

Anschließend wurden die Zähne in kaltpolymerisierendem Kunststoff (MMA/PMMA, Technovit 4004, Heraus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland, Pulver LOT: 012470, Flüssigkeit LOT 013058) eingebettet, dabei wurden Polyethylen-Formen (Durchmesser 25 mm, Höhe: 30 mm) mit einem abnehmbaren Boden verwandt, und folgendermaßen vorgegangen: Auf den Boden der Kunststoffform wurden eine ca. haselnussgroße Menge bereits

abbindender Kunststoff aufgetragen und der Rinderzahn, mit seiner Fazialfläche nach oben zeigend, in die Masse gedrückt (siehe Abb. 4). Dies sollte eine stabile Position erreichen, bei der die am weitesten nach fazial gewölbte Fläche annähernd parallel zur Tischebene ausgereicht wurde und sich in der Mitte der kreisrunden Form befand. Anschließend wurde die Form komplettiert und dünnflüssig angerührter Einbettkunststoff wurde so lange in die Form gegossen, bis die Zahnoberfläche leicht bedeckt war (siehe Abb. 5). Mit den humanen Zähnen wurde in gleicher Weise verfahren, jedoch mit dem Unterschied, dass hier die bukkale Fläche als Testoberfläche ausgerichtet wurde. Nach dem Aushärten des Einbettkunststoffes wurden die Probenkörper aus der Form befreit.



Abb. 4: Fixierung/Ausrichtung des Zahnes in der Kunststoffform



Abb. 5: Auffüllen der Kunststoffform mit Einbettkunststoff Technovit

4.2.5 Oberflächenbearbeitung

4.2.5.1 Bearbeitung der Oberfläche der Schmelzproben

Mit Schmirgelpapier (Buehler GmbH, Düsseldorf, Deutschland) wurde die Oberfläche beginnend mit einer Körnung von 600 (Grit P 600, Ø 305 mm, LOT:3533317, Plain 622), über 800 (Grit P 800, Ø 305 mm, Plain 625, LOT: 3573140) zu 1000 (Grit P 1000, Plain 617, Ø 250 mm, LOT 3475937) plan geschmirlt. Dies erfolgte per Hand unter Wasserkühlung mittels Aqua dest. in kreisförmigen Bewegungen auf einem ebenen Tisch, wobei das Schmirlen in der größten Körnung solange erfolgte, bis eine mindestens 7 mm im Durchmesser große Probefläche zentral im Schmelz freigelegt war. Das Schmirlen mit den beiden feineren Körnungen erfolgte in jeweils zwei Durchgängen pro Körnung für jeweils 30 s und einer Drehung des Probenkörpers um 90° in der horizontalen Ebene zwischen den bei den Durchgängen.

4.2.5.2 Bearbeitung der Oberfläche der Dentinproben

Für die Dentinprobenkörper wurden mittels Röntgengerät (Heliodont DS, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland; Applikationsdaten: 0.32 s, 10 mA, 60 kV) und Zahnfilmen (Agfa Dentus M2, D-Klasse, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) analoge Röntgenbilder von den Proben hergestellt. Zum

besseren Kontrast wurde ein 50 Cent Stück auf die noch ungeschmirgelte Fläche gelegt. Anhand dieser Bilder, wurde mittels Schieblehre auf einem Röntgenbetrachter die notwendige Tiefe gemessen, um eine Schicht pulpenfernes Dentin mittels einer Säge zur Herstellung von histologischen Präparaten (Leica SP1500, Sägemikrotom: Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Deutschland) freizulegen, die verbleibende Dentinschicht betrug im Minimum 2,5 mm oberhalb des Pulpencavums. Diese Oberfläche wurde dann wie oben beschrieben mit Schmirgelpapier aller drei Körnungen plan geschliffen. Bis zur weiteren Verarbeitung wurden die Proben in Aqua dest. im Kühlschrank gelagert.

4.2.6 Applikation der Adhäsive

Die beiden Adhäsivsysteme wurden nach Hersteller-Angaben sowie einer Studie von Van Landuyt et al. [151] wie in Tabelle 4 beschrieben, verarbeitet.

Zur Applikation der Materialien wurden Applicator-Tips (Dentsply, DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) verwandt.

Tabelle 4: Verarbeitung der untersuchten Haftvermittler

Haftvermittler	Testoberfläche	Verarbeitung
OptiBond FL	Schmelz	Ätzel: Auf Schmelz applizieren, 30 s einwirken lassen, mit Wasser 30 s absprühen, 5 s mit Luft trocknen Primer: Auf Schmelzfläche 15 s einmassieren, 5 s mit Luft trocknen Bonding: Gleichmäßig auftragen, 30 s lichterhärten
OptiBond FL	Dentin	Ätzel: Auf Dentin applizieren, 15 s einwirken lassen, mit Wasser 15 s absprühen, 5s vorsichtig mit Luft trocknen Primer: Auf Dentinfläche 15 s einmassieren, 5 s mit Luft trocknen Bonding: Gleichmäßig auftragen, 30 s lichterhärten
Clearfil SE Bond	Schmelz	Primer: 20 s applizieren, mit leichtem Luftstrom Lösungsmittel verdampfen; Bonding: auftragen, mit leichtem Luftstrom Bond zu einem gleichmäßigen Film verblasen, 10 s lichterhärten
Clearfil SE Bond	Dentin	Primer: 20 s applizieren, mit leichtem Luftstrom Lösungsmittel verdampfen; Bonding: auftragen, mit leichtem Luftstrom Bond zu einem gleichmäßigen Film verblasen, 10 s lichterhärten

4.2.7 Applikation des Komposits

Alle Prüfkörper wurden in Anlehnung an die ISO/DTS 11404 [62] in einer speziellen Kunststoffmatrize (siehe Abb. 6) bestehend aus Teflon hergestellt, die in ihren Ausmaßen exakt in die Kunststoffformen zum Einbetten der Zähne passten (Durchmesser: $25 \pm 0,5$ mm, Dicke: $2 \pm 0,1$ mm), und so eine genau definierte Position gewährleisteten. Im Zentrum dieser runden Teflonmatrize, befand sich ein im Durchmesser 3 mm große, zylindrische Bohrung.



Abb. 6: Matrize zur Applikation des Kompositzylinders

Vor Einbringen des Komposits wurde die Matrize mit Alkohol (97 % vergällt) gereinigt und entfettet und anschließend mit Vaseline (Vaseline weiß EuAB, Bombastus GmbH, Freital, Deutschland) dünn isoliert. Dadurch konnte ein Haften des Komposits an der Matrize verhindert werden. Die Raumtemperatur betrug während der Verarbeitungszeit durchgängig 22 °C. Das Komposit und

die Haftvermittler wurden während der Verarbeitungsintervalle vom Licht abgeschirmt.

Die Probekörper wurden mit den beschliffenen Bukkalflächen nach oben in die Kunststoffformen eingebracht und mit der formkongruenten Matrize abgedeckt (siehe Abb. 7). Dann konnte die Matrize unter leichtem Fingerdruck planparallel zur Schmelz-/Dentinoberfläche in Position gehalten werden. Auf die nun freiliegenden definierten Oberflächen erfolgte die Applikation des Komposits in einer Schichtstärke von ca. 0,8 mm mittels eines Planstopfers (Planstopfer RS 1,5/1,75 mm 60001, Omnident GmbH, Rotgau, Deutschland). Nach Aushärten dieser ersten Schicht wurde der Matrizenhohlraum komplett aufgefüllt und mit einem Polyester-Streifen (Frasaco GmbH, Universal-Streifen, US-120 KE, Tettnang, Deutschland) abgedeckt wieder ausgehärtet, um eine Sauerstoff-Inhibitionsschicht zu vermeiden. Die Applikation der Materialien erfolgte stets durch die gleiche Person.



Abb. 7: Kunststoffform mit aufgebrachter Matrize



Abb. 8: Fertiggestellter Prüfkörper mit appliziertem Kunststoffzylinder

Die Aushärtung der Komposite erfolgte mit einer Halogen-Handlampe (Hilux Ultra Plus, Benlioglu Dental Inc., Ankara, Türkei) durch 40 s Bestrahlung aus kürzest möglichem Abstand mit einem 11 mm Durchmesser großen Lichtleiter im konstanten Polymerisationsmodus. Die Polymerisationslampe wurde täglich vor Versuchsdurchführung und nach der Herstellung von jeweils 10 Proben auf ihre Lichtleistung (zwischen 450 und 600 mW/cm²) (Hilux curing light meter, Benlioglu Dental Inc., Ankara, Türkei) überprüft. Alle genannten Materialien wurden stets nach den Gebrauchsanweisungen der Herstellerfirmen verarbeitet. Danach konnte die Proben ohne Kraftaufwand aus ihrer Form und die gefertigten Kompositzylinder von der Matrize befreit werden (siehe Abb. 8). Das Aufbringen der Adhäsive und des Komposits erfolgte zeitlich aufeinander folgend, die weitere Alterung und Messung erfolgte maximal zwei Tage später. Bis dahin lagerten die Proben in Aqua dest. bei Zimmertemperatur.

4.2.8 Künstliche Alterung/ Lagerung

Es wurden die folgenden zwei Methoden verwandt:

Die eine Hälfte der Proben lagerte vor der Messung der Scherhaftfestigkeit für 24 h bei 37 °C in Aqua dest. in einem Exsikkator (Memmert, Biomedis Laborservice GmbH, Gießen, Deutschland).

Die andere Hälfte der Proben lagerte ebenfalls für 24 h bei 37 °C in Aqua dest. im Exsikkator. Anschließend durchliefen sie 500 Zyklen in dem bereits beschriebenen Temperaturlastwechselgerät (siehe Abb. 9). Die Proben verweilen für jeweils 30s im jeweiligen Bad. Die Zeit während des Transportes der Zähne von der einen zur anderen Seite, die sogenannte Abtropfzeit, betrug 10 Sekunden. Der letzte Zyklus endete im Kaltbad, wo die Proben nicht länger als zwei Stunden verbrachten, bevor sie weiter getestet wurden. Zudem erfolgte in jedem Temperaturlastwechseldurchgang eine maximale Befüllung des Transportkorbes mit 20 Probenkörpern, um eine gegenseitige mechanische Beeinflussung der Proben untereinander durch die stattfindenden Bewegungen im Wasser zu minimieren. Zu k einem Zeitpunkt wurde das maximale Probengewicht von 950 g überschritten.



Abb. 9: Thermocycling-Gerät der Firma Willytec

4.2.9 Messung der Scherhaftfestigkeit

Die Messung der Scherhaftfestigkeit wurde mittels der computergesteuerten Universalprüfmaschine Tuest Universal-Prüfmaschine106, 2 kN mit Steuer- und

Auswerte-Elektronik Modell 810 (Tuest GmbH, Erkrath, Deutschland) durchgeführt. Sie folgte der ISO-Norm ISO/TS 11405:2003 [62].

Dazu wurde der Prüfkörper mit aufsitzendem Kompositzylinder in eine spezielle Abscher-Vorrichtung eingebracht (siehe Abb. 10-13). Dabei wurde der Prüfkörper so in die Vorrichtung eingespannt, dass der in Querschnitt rechteckige Abscherstempel ausschließlich auf den Zylinder traf, dieses in senkrechter Richtung.



Abb. 10: Abscher-Vorrichtung ohne Probenkörper



Abb. 11: Abscher-Vorrichtung mit eingespanntem Probenkörper, Ansicht frontal



Abb. 12: Abscher-Vorrichtung mit eingespanntem Probenkörper, Ansicht seitlich

Über eine Traverse der Prüfmaschine wurde nach Ausrichtung der Abscher-Vorrichtung zentral unter der Traverse eine Vorkraft von $F_v = 1 \text{ N}$ mit einer Vorschubsgeschwindigkeit von $0,75 \text{ mm/min}$ über den Abscherstempel auf den Kompositzylinder übertragen, wobei das Verhalten der Probe in jeder Phase der Beanspruchung bis zum Bruch digital gemessen, registriert und dokumentiert wurde.



Abb. 13: Prüfkörper mit abgelöstem Kunststoffzylinder nach Messung

Mit dem Bruch der Probe beendete die Prüfmaschine den Versuch automatisch und die maximal einwirkende Kraft wurde zur Berechnung der Scherhaftfestigkeit herangezogen. Die Haftfestigkeit beim Schertest errechnet sich als Quotient von aufzubringender Kraft und Haftfläche in MPa. Die Haftfläche betrug jeweils $7,07 \text{ mm}^2$ ($A = r^2 \times \pi = 1,5^2 \times \pi$) ($1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2$).

Weitere Einstellungen die vorgenommen wurden, waren eine maximale Last von 500 N und ein maximaler Weg von 10 mm. Zum Zeitpunkt der Messung befanden sich die Prüfkörper auf Zimmertemperatur und lagerten bis zur Messung in Aqua dest. von der Extraktion bis zur Messung der Scherhaftfestigkeit verging eine maximale Lagerungsperiode von vier Wochen.

4.2.10 Quantitative Bruchanalyse mittels digitaler Fotografie

Mittels einer digitalen Spiegelreflexkamera (Canon EOS 20 D, Canon Inc., Tokyo, Japan) wurden unter Anwendung eines Ringblitzes Fotos von den einzelnen Prüfkörpern mit ihren Bruchstellen angefertigt.

Die drei möglichen Bruchmodi wurden als Prozentzahlen in Verhältnis zur Gesamtoberfläche angegeben und mit Hilfe einer Fotosoftware (Scion Image 4.0.2 scientific photosoftware, Scion Corporation, Frederick, MD, USA) mittels visueller Inspektion und zwölfacher Vergrößerung ermittelt.

4.2.11 Statistische Auswertung

Die erhobenen Messdaten wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft® Excel 2003 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) erfasst und mit der Statistiksoftware SPSS® 15.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) ausgewertet. Neben der Erfassung der Mittelwerte und der Standardabweichung wurde die Normalverteilung mit dem Kolmogoroff-Smirnoff-Test untersucht. Die Signifikanzanalyse erfolgte mit der einfaktoriellen ANOVA, sowie dem Scheffe post hoc Test. Signifikante Unterschiede der Scherhaftfestigkeiten vor und nach den Temperaturlastwechselbädern wurden mittels der Lowest Significance ANOVA analysiert. Die Ergebnisse der Frakturanalyse wurden mit dem nicht-parametrischem Mann-Whitney-U Test analysiert. Eine statistische Signifikanz bestand für alle Tests bei $p < 0,05$.

5 Ergebnisse

Für alle Tests lagen bei einer Wahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Versuchsreihen vor. Bei einer Wahrscheinlichkeit von $p > 0,05$ bestand keine Signifikanz.

5.1 Auswertung der Scherhaftfestigkeitsmessung

Die einzelnen Scherhaftfestigkeitsmesswerte sind tabellarisch im Kapitel 9, Tabelle 10 aufgeführt. Mittelwerte und Standardabweichungen der Messreihen finden sich in Tabelle 5.

Tabelle 5: Scherhaftfestigkeit, Mittelwerte und (Standardabweichung)

	Scherhaftfestigkeit [MPa]							
	24 h Lagerung bei 37 °C				500 Temperaturlastwechsel bei +5/+55°C			
	Schmelz		Dentin		Schmelz		Dentin	
	Human	Bovin	Human	Bovin	Human	Bovin	Human	Bovin
Clearfil SE	21,1	7,7	11,7	12,6	16,7	16,9	15,4	23,7
Bond	(5,9)	(2,8)	(5,6)	(4,5)	(6,0)	(4,1)	(6,8)	(4,8)
OptiBond	23,0	24,1	11,1	19,8	25,4	18,2	15,8	8,9
FL	(6,2)	(4,8)	(4,9)	(8,1)	(5,1)	(5,9)	(5,7)	(5,1)

5.2 Einfluss der gestesteten Zahnhartsubstanz auf die Scherhaftfestigkeit

5.2.1 Messungen im Schmelz

Die Berechnung mittels ANOVA ergab signifikante Unterschiede der Scherhaftfestigkeit zwischen humanen und bovinen Schmelzproben für beide Adhäsiv-Systeme (siehe Tabellen 5, 6 und 7).

Die Scherhaftfestigkeit von humanem und bovinem Schmelz unterschied sich für Clearfil SE Bond ($p=0,00$) und OptiBond FL ($p=0,03$) vor Temperaturlastwechsel signifikant, aber nach selbigem fiel ein Unterschied nur noch für die mit OptiBond FL behandelten Proben auf ($p=0,00$) (siehe Tabelle 5 und 6).

Für humane Schmelzproben zeigte sich zudem ein signifikanter Unterschied zwischen Clearfil SE Bond und OptiBond FL ohne Temperaturlastwechselversuch ($p=0,045$) (siehe Tabelle 5, 6).

Ebenso unterschieden sich die bovinen Schmelzproben zwischen OptiBond FL und Clearfil SE Bond signifikant ($p=0,003$) (siehe Tabelle 5, 6).

Tabelle 6: Signifikante Unterschiede der Scherhaftfestigkeit zwischen den Materialien, sowie bovinem und humanem Schmelz vor und nach Temperaturlastwechsel ($p < 0,05$)

Schmelz			24 h Lagerung bei 37 °C			
			Clearfil SE Bond		OptiBond FL	
			Human	Bovin	Human	Bovin
500 Temperaturlastwechsel +5/+ 55 °C	Clearfil SE Bond	Human		0,000	0,045	0,711
		Bovin	1,000		0,133	0,000
	OptiBond FL	Human	0,891	0,000		0,003
		Bovin	0,947	0,970	0,974	

5.2.2 Messungen im Dentin

Auch im Dentin fallen signifikante Unterschiede der Scherhaftfestigkeit zwischen humanen und bovinen Proben vor und nach Temperaturlastwechsel für beide Adhäsiv-Systeme auf (siehe Tabelle 5 und 7).

Keine Unterschiede konnten für Clearfil SE Bond behandelte oder OptiBond FL behandelte humane Zähne im Dentin vor und nach Temperaturlastwechsel festgestellt werden, jedoch kam es zu einer Erhöhung der Scherhaftfestigkeit von Clearfil SE Bond behandelten bovinen Zähnen im Dentin, wogegen die für mit OptiBond FL behandelte Testkörper abnahm (siehe Tabelle 5 und 7).

Die humanen und bovinen Dentin-Proben zeigten nur für OptiBond FL signifikante Unterschiede vor Temperaturlastwechsel ($p= 0,038$), aber nicht danach. Die Probenkörper mit Clearfil SE Bond verhielten sich genau umgekehrt, hier fand sich ein Unterschied nach Temperaturlastwechsel zwischen Human und Bovin ($p= 0,041$). (siehe Tabelle 5 und 7)

Auch fiel ein signifikanter Unterschied bei den bovinen Dentinproben zwischen den beiden Adhäsiven nach Temperaturlastwechsel auf ($p= 0,00$) (siehe Tabelle 5 und 7).

Tabelle 7: **Signifikante Unterschiede** der Scherhaftfestigkeit zwischen den Materialien, sowie bovinem und humanem Dentin vor und nach Temperaturlastwechsel ($p < 0,05$)

			24 h Lagerung bei 37 °C			
Dentin			Clearfil SE Bond		OptiBond FL	
			Human	Bovin	Human	Bovin
500 Temperaturlastwechsel +5/+ 55 °C	Clearfil SE Bond	Human		0,993	0,966	0,128
		Bovin	0,041		0,996	0,053
	OptiBond FL	Human	0,999	0,066		0,038
		Bovin	0,187	0,000	0,157	

5.3 Einfluss des Temperaturlastwechsels auf die Scherhaftfestigkeit

Es konnte kein signifikanter Unterschied für Prüfkörper mit Clearfil SE Bond und OptiBond FL bei humanen Zähnen im Schmelz vor und nach Temperaturlastwechsel festgestellt werden (siehe Tabelle 5 und 8).

Während die bovinen Schmelzprüfkörper mit Clearfil SE Bond eine Erhöhung der Haftfestigkeit aufwiesen, zeigten sich für OptiBond FL schlechtere Werte nach dem Temperaturlastwechselversuch (siehe Tabellen 5 und 8).

Im Dentin zeigte sich für beide Adhäsive ein signifikanter Unterschied nur für die bovinen Prüfkörper, wobei die Scherhaftfestigkeit für Clearfil SE Bond nach Temperaturlastwechsel zunahm, während die von OptiBond FL abnahm (siehe Tabelle 5 und 8).

Tabelle 8: **Signifikante Unterschiede** zwischen 24 h Lagerung (24 h) und Temperaturlastwechsel (TC) ($p < 0,05$)

24 h/TC			
Schmelz	Clearfil SE Bond	Human	0,095
		Bovin	0,002
	OptiBond FL	Human	0,335
		Bovin	0,028
Dentin	Clearfil SE Bond	Human	0,154
		Bovin	0,000
	OptiBond FL	Human	0,072
		Bovin	0,000

5.4 Qualitative Untersuchung: Frakturanalyse

Bei der Frakturanalyse wurden drei mögliche Bruchmodi unterschieden:

Adhäsive Brüche (Adh.), das heißt Brüche rein an der adhäsiven Grenzfläche, wurden gegen kohäsive Brüche (Coh.) (siehe Abb. 14), bei denen der Bruch ausschließlich in der Zahnhartsubstanz oder dem Kunststoff vorlag, abgegrenzt. Zudem konnten gemischte Brüche (Mix.) (siehe Abb. 15) auftreten, das heißt eine Mischung aus adhäsiv und kohäsiv gebrochenen Flächen.



Abb. 14: Rinderzahnprobe im Dentin. Bruchmodus: **Kohäsiver Bruch** im Zahn. #= In die Tiefe des Zahnes gebrochene Fläche, weitaus größer als die ursprüngliche Größe des aufgetragenen Kunststoffzylinders, #= noch sichtbare Randbegrenzung des aufgetragenen Kunststoffzylinders.

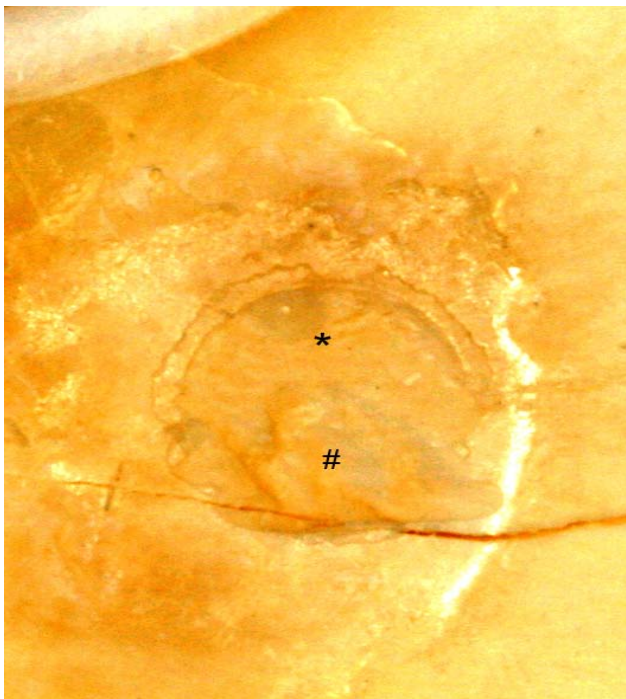


Abb. 15: Rinderzahnprobe im Dentin. Bruchmodus: **Gemischter Bruch**. *= Zahnoberfläche mit aufgelagerten Adhäsivresten, #= in die Tiefe des Zahnes gebrochene Fläche

Die Daten der Frakturanalyse finden sich in Tabelle 9 (Einzelwerte der Frakturanalyse finden sich in Kapitel 9, Tabelle 11).

Weder vor noch nach dem Temperaturlastwechsel fanden sich adhäsive Brüche für eines der beiden Adhäsive oder eine der Zahnhartsubstanzarten. Vor dem Temperaturlastwechsel wiesen die OptiBond-Proben zu 100 % kohäsive Brüche auf, während die mit Clearfil SE- behandelten Proben zu 50 % kohäsive und zu 50 % gemischte Bruchmodi aufwiesen. Für die bovinen Schmelz- und Dentinproben ließen sich für beide Adhäsive keine Unterschiede in der Anzahl der gemischten und kohäsiven Brüche feststellen. Die humanen Schmelz- und Dentinproben wiesen nach Temperaturlastwechsel einen Anstieg der kohäsiven Frakturen für Clearfil SE Bond auf, während keine Änderungen für die bovinen Zähne feststellbar waren. Für die mit OptiBond behandelten Proben zeigten sich keine Veränderungen im Bruchverhalten der humanen Zähne und der bovinen Dentinproben, während die Anzahl der kohäsiven Frakturen für die bovinen Schmelzproben anstieg.

Tabelle 9: Prozentzahlen der Frakturmodi vor und nach Temperaturlastwechsel, Adh.= adhäsiver Bruch, Mix.= gemischter Bruch, Coh.= kohäsiver Bruch, TC.= Temperaturlastwechsel

			Prozentzahl des Frakturmodus(n= 10)					
			24 h bei 37 °C			500 TC +5/+ 55 °C		
			Adh.	Mix.	Coh.	Adh.	Mix.	Coh.
Clearfil	Enamel	Human	---	50	50	---	20	80
		Bovin	---	30	70	---	30	70
SE Bond	Dentin	Human	---	50	50	---	---	100
		Bovin	---	40	60	---	30	70
OptiBond	Enamel	Human	---	---	100	---	10	90
		Bovin	---	30	70	---	10	90
FL	Dentin	Human	---	---	100	---	10	90
		Bovin	---	50	50	---	60	40

6 Diskussion

Die Evaluation zahnärztlicher Materialien und Verfahren ist eine zentrale Aufgabe der zahnmedizinischen Forschung. Mittels In-vitro-Untersuchungen können eine große Anzahl von Materialien und Verfahren bei geringerem Aufwand getestet werden, bevor sich aufwändigere klinische Studien zur genaueren Beurteilung anschließen [10, 73]. Eine Grundvoraussetzung zur Durchführung einer erfolgreichen Studie ist das Vorhandensein von einer ausreichend großen Zahl an Testzähnen, um statistisch aussagekräftige Ergebnisse zu liefern. Jedoch müssen diese zahlreiche Bedingungen erfüllen, um den vorgeschriebenen ISO-Normen zu entsprechen. Durch die jüngsten Fortschritte in der konservierenden Zahnheilkunde ist es jedoch zunehmend schwieriger geworden extrahierte, humane Zähne in ausreichend hoher Zahl für die Forschung zu gewinnen [95]. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit nach Alternativmaterial zu suchen, wobei zahlreiche Studien Rinderzähne als Ersatzsubstrat für Adhäsionstests in der Zahnmedizin als geeignet ansehen [95, 117, 159]. Andere Autoren stehen dem Einsatz von bovinen Zähnen kritisch gegenüber oder lehnen ihn ab [36, 97, 119, 121]. Darum ist es Ziel dieser Arbeit, die Scherhaftfestigkeit von Rinder- und Menschenzähnen zu vergleichen. Da es kritische Stimmen bezüglich des Zusammenhanges der Höhe der Scherhaftfestigkeitswerte und den dabei auftretenden Frakturen gibt, die davon ausgehen, dass ein Scherhaftfestigkeitswert nicht die „wahre“ Krafthöhe anzeigt, die zur Fraktur des Kunststoffes an der Zahnhartsubstanz führt, und deshalb eine mechanisch ausgerichteter Ansatz geeigneter sein könnte, wurde in dieser Studie zusätzlich eine Frakturanalyse durchgeführt [134]. Es sollte untersucht werden, welche Scherhaftfestigkeitswerte sich für Rinder- und Menschenzähnen unter Anwendung zweier Haftvermittlersysteme in Schmelz und Dentin ergeben, welchen Einfluss die getestete Zahnhartsubstanz und eine künstliche Alterungsmethode auf die Scherhaftfestigkeit hat, und welche Bruchmodi die Prüfkörper nach der Messung aufweisen. Die Nullhypothese war, dass keine Unterschiede in der Scherhaftfestigkeit und der Frakturanalyse zwischen humanen und bovinen Zähnen auftreten würden.

6.1 Diskussion von Material und Methode

6.1.1 Materialauswahl

6.1.1.1 Auswahl der Versuchszähne

Die vorliegenden Untersuchungen wurden in Anlehnung an die ISO-Norm 11405/2003 für Haft- und Scherhaftuntersuchungen durchgeführt. So wurden für die humanen Probenkörper in dieser Studie ausschließlich klinisch gesunde Zähne der zweiten Dentition von Patienten in Alter zwischen 16 und 40 Jahren verwandt. Allerdings ist zu beachten, dass bei einer so großen Altersspanne Unterschiede in der, durch den physiologischen Alterungsprozess stattfindenden, Kalzifizierung und Verengung der Kanäle [138], unberücksichtigt blieb. Nach Finger (1988) [44] weisen retinierte Zähne große Kanaldurchmesser und wenig ausgeprägtes peritubuläres Dentin auf, was sich nachteilig auf die Haftkräfte der zu untersuchenden Materialien auswirken könnte. Auch Pashley [105] et al. beobachteten eine erhöhte Feuchtigkeit und Permeabilität an nicht-durchgebrochenen dritten Molaren. Aus diesem Grund wurden nur Zähne verwandt, die zum Zeitpunkt der Extraktion bereits in die Mundhöhle durchgebrochen waren.

Natürlich stellt die Auswahl der Versuchszähne einen potentiellen Einflussfaktor auf die in-vitro gemessenen Haftwerte dar. Neben humanen werden häufig bovine Zähne verwendet [95, 117]. Zur Herstellung der bovinen Testkörper wurden in den vorliegenden Untersuchungen frisch extrahierte Rinderschneidezähne der zweiten Dentition ohne Oberflächendefekte von Jungrindern verarbeitet. Bovine Zähne sind in ausreichender Zahl und Qualität verfügbar. Ein weiterer Vorteil dieser Zähne ist, dass sie kariesfrei sind und von Rindern aus einer Region und gleichen Alters stammen können. Da von einem Rind gleich mehrere Zähne zur Probenherstellung gewonnen werden können, lassen sich Streufehler bei den Messdaten einer Studie verringern. Zudem unterscheidet sich, laut einer Studie von 1992 [91], die Zusammensetzung von bovinen Zähnen verschiedener Tiere geringer voneinander als die Zusammensetzung humaner Zähne verschiedener Individuen. Rinderzähne sind vor der Extraktion ähnlichen chemischen-physikalischen Bedingungen

ausgesetzt. Auch ermöglichen es die großen labialen Flächen der Rinderschneidezähne, relativ leicht Proben mit ausreichend großer Prüffläche zu gewinnen. Die weitaus glatteren Labialflächen der Rinderfrontzähne bedürfen zudem eines geringeren Schmelzabtrags zum Bearbeiten der Oberflächen. Es ist dadurch deutlich leichter, die durchgeführten Haftuntersuchungen einheitlich nur an ober flächlichen Schmelzarealen vorzunehmen.

In der Literatur differieren die Angaben über die Eignung boviner Zähne als Ersatz für humane Zähne in der zahnmedizinischen Adhäsivforschung. So gibt es Studien, in denen keine relevanten Unterschiede zwischen humanen und Rinderzähnen beschrieben sind [95, 117]. Dafür sprechen auch Studien, die morphologische Ähnlichkeiten zwischen den zwei Zahntypen aufzeigen. Schielke et al. (2000) [127] ermittelten, dass es weder statistisch signifikante Unterschiede zwischen der Anzahl der Dentintubuli pro mm² noch in dem Durchmesser der korrespondierenden Dentinschichten zwischen permanenten, humanen Molaren und zentralen, bovinen Inzisiven existieren. Zahlreiche Publikationen nutzen Zähne boviner Herkunft um Haftfestigkeit zu testen, aber es gibt nur wenige, die direkt bovine Ergebnisse im Schmelz und Dentin mit den entsprechenden humanen Ergebnissen vergleichen [11, 75, 118, 126].

Andere Studien stehen der Verwendung von Rinderzähnen in Adhäsionstests kritisch oder sogar ablehnend gegenüber. Laut einer Studie von Retief et al. (1990) [119], sollten keine bovinen Zähne Verwendung finden, weil in dieser Untersuchung die Scherhaftfestigkeit bei humanen Zähnen signifikant höher und die Mikroleakage-Werte signifikant geringer waren. Auch Saleh et al. [123] und Schilke et al. [126] entdeckten bei ihren Untersuchungen hoch signifikante Unterschieden bei Scher- und Zughaftfestigkeitstests zwischen humanem und bovinem Schmelz und laut Oesterle et al. [97], könne die Haftkraft an bovinem Schmelz je nach Testverfahren bis zu 44 % geringer ausfallen als am menschlichen Schmelz. Unterstützt werden diese Studien von anderen Stellen in der Literatur, die morphologische Unterschiede zwischen humanen und bovinen Zähnen entdeckten [19, 36]. So ergaben verschiedene Studien, dass

Rinderschmelz geringfügig weicher ist als humaner Schmelz. Zudem weist er eine etwas höhere Porosität und geringere Dichte auf [2, 3, 131].

6.1.1.2 Lagerung der Testzähne

Auch die Lagerung der Versuchszähne kann einen Einfluss auf die Messwerte haben. Da es zeitlich kaum möglich ist, jeden extrahierten Zahn sofort zur Probe zu verarbeiten und bis dahin eine bakterizide Lagerung erfolgen sollte, müssen die Testzähne bis zur Verarbeitung in einem geeigneten Medium konserviert werden. Dieses sollte zwar eine desinfizierende Wirkung haben, darf jedoch keine Veränderung der chemisch-morphologischen Strukturen der biologischen Testsubstanzen bewirken. Formalin, Thymol und Chloramin sind dabei die klinisch am häufigsten verwendeten desinfizierenden Lösungen [167]. Eine Studie von 2008 konnte zeigen, dass Formalin sowie Thymol einen negativen Einfluss auf die Haftfestigkeit haben können [41]. Titley und Chernecky (1998) [147] berichten von einer Haftkraftreduzierung bei in Thymol gelagerten Dentinproben.

In dieser Untersuchung kam Chloramin-T in einer 0,5 %-igen Lösung zum Einsatz. Die Entscheidung für dieses Lagermedium erfolgte in Anlehnung an vorangegangene, internationale Studien [16, 58, 67]. Zudem soll Chloramin-T das Übertragungsrisiko infektiöser Krankheiten senken, jedoch ohne dabei die Zahnstruktur zu verändern [33, 55]. Die Versuchszähne lagerten bis zum Beginn der Bearbeitung der Testoberfläche mittels Schmirgelpapier und anschließender Kunststoff-Applikation in der Chloramin-Lösung, danach wurden sie bis zur Messung in destilliertem Wasser aufbewahrt um eine Interaktion von Desinfektionsmittel und Komposit zu vermeiden, sowie eine Austrocknung der Zahnschubstanz zu verhindern. Zudem hat das deionisierte Wasser einen ähnlicheren Einfluss auf die Testzähne wie der in-vivo vorhandene Speichel, und sollte daher als Lagerungsmedium bevorzugt werden [105].

6.1.1.3 Herstellung des Dentinschliffs

Da die Dentinhaftfestigkeit von der Lokalisation der Klebefläche im Zahn abhängt [161], wurde der Schmelz und Teile der Dentins nur so weit abgetragen, dass sich die Schlifffläche ungefähr 2-3 mm (human) und 3-4 mm (bovin) koronal der Pulpa/Dentin-Grenze befand. Kontrolliert wurden diese Tiefen mittels analogen Röntgenbildern von jeder Probe. Somit befanden sich die Schliffflächen jeweils in oberflächlichen bis mitteltiefen Dentinarealen.

Allgemein konnte in zahlreichen Studien gezeigt werden, dass die Haftkräfte im pulpanahen Dentin geringer als im pulpafernen Dentin sind [71, 109, 102, 137]. Manche Autoren machen dafür die mit abnehmendem Abstand von der Pulpa zunehmende Dentinpermeabilität verantwortlich [39]. Im pulpanahen Dentin ist eine höhere Dichte der Dentinkanäle und ein geringerer Anteil an Kollagenfasern zu erwarten, wodurch die mikromechanische Verankerung der Komposite negativ beeinflusst sein kann [165].

Da es sich bei analogen Zahnfilmen um ein zwei-dimensionales Röntgenverfahren handelt, könnte man kritisch zu bedenken geben, dass Pulpaausläufer in Röntgenbildern durch die Überlagerung der Schichten nicht erkennbar wären. Dies wäre nur mit einem drei-dimensionalen Bildgebungsverfahren möglich gewesen. Um dennoch solche Proben mit stärker ausgeprägten Pulpaausläufern nicht zu verwenden, wurden die Prüfkörper nach dem Schliff auf eine homogene Dentinoberfläche hin visuell untersucht und inhomogene oder zweifelhafte Proben wurden verworfen.

6.1.1.4 Kunststoffapplikation

Aus zahlreichen Studien ist bekannt, dass mit zunehmender Adhäsivschichtstärke die Polymerisationsschrumpfung sowie Inhomogenitäten im Material zunehmen, was zu verringerten Haftfestigkeitswerten führen kann [16, 22]. Darum wurde der Kunststoff immer in zwei Schritten aufgebracht und lichtgehärtet, so dass zu keinem Zeitpunkt eine Schichtdicke von 2 mm überschritten werden konnte. Für jeden Versuch wurde ein neuer Zahn verwandt. Es erfolgten keine Mehrfachbeklebungen bzw. –Konditionierungen. Nach der Forderung von Lutz et al. (1992) [85] wurde die Polymerisationslampe

vor Gebrauch, sowie nach der Herstellung von jeweils zehn Probenkörpern, erneut in Bezug auf ihre Konstanz überprüft. So war zu jedem Zeitpunkt eine ausreichende Polymerisationsleistung gewährleistet.

6.1.2 Prüfmethode

6.1.2.1 Methoden zur Testung der Scherhaftfestigkeit

Heutzutage gibt es mehrere in der Literatur angegebene und auch in der Norm ISO 11405/2003 aufgeführte Methoden zur Untersuchung der Haftung von Haftvermittlern, die verschiedene Vor- und Nachteile aufweisen. So kann die Frage aufkommen, ob die in diese Studie angewandte Messung der Scherhaftfestigkeit mittels der Schervorrichtung einer computergesteuerten Universalprüfmaschine (siehe Kapitel 4) mit einer Vorschubsgeschwindigkeit von 0,75 mm/min, die am besten geeignete Methode für diese Art der Prüfkörper und Fragestellung ist. Obwohl der Scherhaftfestigkeitstest in der Literatur kritisch diskutiert wird und stark mit dem Mikro-Tensile-Test und dem Mikro-Scherhaftfestigkeitstest konkurriert, wird der Scherhaftfestigkeitstest als seine geeignete Methode betrachtet, er wird sogar in der meisten jüngst erschienen Literatur verwandt [26, 37, 46, 51, 78, 83, 84, 125, 149].

Der sogenannte Mikro-Tensile-Test, der von Sano et al. 1994 [95] entwickelt wurde und eine verbesserte Stress-Verteilung bewirken sollte, ermöglichte die Testung von sehr kleinen Testoberflächen. Seine Entwicklung basiert auf der Beobachtung, dass es eine Tendenz für größere Bondingflächen gibt, eher kohäsive Frakturen im Dentin zu erbringen, bei einer relativ geringen Scherhaftfestigkeit. Sano et al. zeigten ebenfalls, dass die Zughaftfestigkeit umgekehrt proportional zu der getesteten Oberfläche ist, wobei sie sehr kleine Flächen testeten (0,005-0,12 cm²). Sie entdeckten, dass bei einer Erhöhung des Querschnitts auf über 2 mm² der Testoberfläche die Anzahl der kohäsiven Frakturen auf 0 abfielen. Unter 2 mm² waren alle Frakturen adhäsiver Art [105, 124]. Nachteile dieser Methode sind, dass sie technisch sehr anspruchsvoll ist, nur sehr schwer Werte unter 5 MPa zu messen sind, spezielles Arbeitsmaterial und Maschinen benötigt werden und aufgrund der geringen Prüfkörper-Größe,

diese sehr leicht dehydrieren und dies einen negativen Effekt auf die Messung haben kann.

Der Mikro-Scherhaftfestigkeitstest wurde 2002 durch Shimada et. al. eingeführt [130]. Verglichen mit dem konventionellen Scherhaftfestigkeitstest findet die Kraftverteilung viel konzentrierter an der Grenzfläche der Prüfkörper statt [9], was die Wahrscheinlichkeit von kohäsiven Frakturen im Material reduzieren soll, die nicht die „wahre“ Grenzflächen-Haftkraft darstellen würden. Ein Vorteil dieser Methode liegt darin, dass bei ihm eine sehr präzise Zuordnung von Adhäsion mit dem Substrat-Orten stattfinden kann, jedoch ist auch er im Hinblick auf die Testkörper-Herstellung sehr Labor-intensiv [68].

Bei der Bewertung und dem Vergleich von Scherhaftfestigkeitsmesswerten ist immer zu beachten, dass diese als Kraft pro Fläche angegeben wird, und darum die Oberflächengröße eine extrem wichtige Rolle spielt. Sie kann durch geeignete Formen kontrolliert und enormt werden, jedoch wird beim Bearbeiten und Aufbringen von Adhäsiven und einer Kunststoffmatrix immer ein wenig unterschiedlicher, nicht definierbarer, mechanischer Stress auf die Prüfkörper wirken, der wiederum Einfluss auf die Haftwerte haben wird [105].

So gibt es auch Autoren, die einen Scherhaftfestigkeitstest für bovine Zähne in Frage stellen [119], während aber andere Forschungsgruppen bei Mikro-Tensile-Tests an bovinen Zähnen keine signifikanten Unterschiede feststellen konnten [117, 118], allerdings konnten in diesen Untersuchungen keine Frakturanalysen und damit auch keine ausreichend große Menge an kohäsiven Brüchen nachgewiesen werden, um eine akzeptable Bewertung der Adhäsivsysteme zu erhalten.

Der Vergleich des Scherhaftfestigkeitstest und Mikro-Scherhaftfestigkeitstests mit der Finite-Elemente-Analyse zeigt, dass, obwohl für beide Tests eine Scherlast ausgeübt wird, immer Zugbelastungen vorherrschen. Daraus wurde der Schluss gezogen, dass die dickere reaktive Adhäsivschicht bei dem Mikro-Scherhaftfestigkeitstest durch Spannungsverstärkung die maximal wirkende Kraft stark beeinflusst. Darum wurde der Mikro-Scherhaftfestigkeitstest im Vergleich zur Scherhaftfestigkeitsmessung schlechter zur Beurteilung der

Scherhaftfestigkeit bewertet [111]. Zudem gibt es weitere kritische Aspekte für den Mikro-Tensile-Test [35, 59, 90, 158]. Auch fiel auf, dass verschiedene getestete Flächen teilweise sehr unterschiedliche Werte erreichten, wobei festgestellt wurde, dass, je kleiner die Testfläche war, desto höher auch die gemessene Scherhaftfestigkeit [59, 111]. Weiterhin bewies die Finite-Elemente-Analyse einen starken Einfluss der Testkörper-Anhaftung und -Dimensionierung auf den Mikro-Tensile-Test [35]. Scherhaftfestigkeitsmessungen und anschließende Frakturanalyse sind zwar wissenschaftlich gut etablierte Methoden um die Adhäsion an Schmelz und Dentin zu testen [5, 62, 72, 75]. Jedoch ergibt sich aus dem oben erwähnten, dass es bis heute keinen idealen Haftfestigkeitstest gibt, und dass zudem eine weitere Standardisierung des Testprozederes notwendig ist [125, 158].

6.1.2.2 Alterung der Prüfkörper

Die Scherhaftfestigkeit von adhäsiv befestigtem Komposit variiert in Abhängigkeit von dem Zeitpunkt der Messung. Signifikante Unterschiede konnten bei sofortiger Messung im Vergleich zu einer Messung nach 24 Stunden festgestellt werden [141]. In Anlehnung an internationale Studien und der ISO-Norm ISO 11405/2003 [62] erfolgte darum eine 24 stündige Lagerung der Prüfkörper in einem 37 °C warmen Wasserbad. Diese Art der Lagerung wurde für alle Testzähne durchgeführt. Die Hälfte der Testkörper wurde aber zusätzlich einer weiteren Alterungsmethode unterzogen, dem Temperaturlastwechsel, einer laut ISO/TS 11405 [168] vorgeschriebenen Methode um Alterungsprozesse zu simulieren, jedoch wird dieses Verfahren in den meisten veröffentlichten Haftfestigkeitstests gar nicht angewandt [125]. Dabei wurden die Testzähne in 500 Zyklen abwechselnd in zwei auf ± 55 °C und ± 5 °C temperierten Wasserbädern jeweils 30 s thermisch belastet. Dabei soll die Wirkung von heißen und kalten Belastungen in der Mundhöhle auf die Testzähne simuliert werden. Die thermischen Schwankungen erzeugen dabei mechanischen Stress durch unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizienten und dies kann zu einer Reduktion der Haftfestigkeit an den Zahn-Adhäsiv-Kunststoff-Grenzflächen führen [24]. Der Hauptgrund für die Reduktion der Scherhaftfestigkeit wird in dem möglichen Effekt von

Hydrolyse an der Grenzfläche des Bonding-Kunststoffes und der Hybridschicht vermutet [36]. Jedoch schwanken die Angaben über den Effekt des Temperaturlastwechsels auf die Scherhaftfestigkeit erheblich, sind sogar kontrovers. Es gibt Studien, die eine Verringerung der Haftwerte ergaben [27, 80, 171]. Andere Studien konnten keine signifikante Änderung der Haftfestigkeit feststellen [96, 146] und wiederum andere zeigten eine Erhöhung der Haftwerte in Abhängigkeit vom Adhäsivsystem [98].

Davidson et al. [27] entdeckten in ihrer Studie eine signifikante Erhöhung der Scherhaftfestigkeit nach Temperaturlastwechsel abhängig von dem jeweils getesteten adhäsiven System. Prince et al. [114] berichteten, dass ein Temperaturlastwechsel über 5000 Zyklen einen signifikant schwächenden Effekt auf die Scherhaftfestigkeit von humanem Dentin habe. El-Araby und Talic testeten in ihrer Studie die Scherhaftfestigkeit von Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Adhäsiven und fanden dabei für Schmelz und Dentin eine Erhöhung nach Temperaturlastwechsel [36]. Auch die Ergebnisse dieser Messungen mit und ohne Temperaturlastwechsel zeigte allgemein eine Tendenz zu einer Erhöhung der Messwerte durch eine künstliche Alterung mittels Temperaturlastwechsel: Bis auf Schmelzproben mit OptiBond FL im humanen Zahn ($p = 0,095$), humane Dentinproben mit Clearfil SE Bond ($p = 0,154$) und OptiBond FL ($p = 0,072$) zeigten sich sonst in allen Gruppenvergleichen (mit und ohne Temperaturlastwechsel) signifikante Unterschiede. Bei Betrachtung der Mittelwerte der Messreihen mit und ohne Temperaturlastwechsel zeigt sich nur für die Testreihen der Schmelzproben mit Clearfil SE Bond im humanen Zähnen, mit OptiBond in bovinen Zähnen und der bovinen Dentinproben mit OptiBond FL niedrigere Mittelwerte nach Temperaturlastwechsel. Alle anderen Messreihenvergleiche zeigten eine Erhöhung der Messwerte nach Temperaturlastwechsel. Somit unterstützt diese Arbeit die These, dass die Wirkung des Temperaturlastwechsels kontroverse Ergebnisse liefert, allerdings mit der Tendenz zu einer Erhöhung der Haftwerte nach dem Temperaturlastwechsel.

In einer Literaturübersicht von 1999 schlossen Gale und Darvell [48], dass 10.000 Zyklen ungefähr mit einer in-vivo-Belastung von einem Jahr korrespondiert und darum eine Belastung mit 500 Zyklen, wie in der Norm ISO 11405 [62] vorgeschrieben, nur sehr minimal reale Bedingungen imitieren könne. Generell ist kritisch anzumerken, dass die nach einer Vorbehandlung mittels Temperaturlastwechsel, oder auch anderer künstlicher Alterungsmethoden, ermittelten Ergebnisse nicht ohne weiteres auf den klinischen Anwendungsbereich übertragbar sind. Es ist nicht möglich, die komplexen physikalischen und chemischen Einflüsse während des Kauvorgangs nachzuvollziehen, bei dem es zu einem ständigen Wechsel der Belastungsstärke und Kraftrichtung auf den Schmelz-/Dentin-Komposit-Verbund und zudem zu ständigen Temperaturschwankungen kommt. Im Labor lassen sich diese Belastungen nur unvollkommen und mit hohem apparativem Aufwand nachahmen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Scherhaftfestigkeit

In der Literatur finden sich zahlreiche Publikationen, in denen bovine Zähne genutzt wurden, um die Haftfestigkeit von Adhäsiven im Dentin zu testen, aber es gibt nur wenige, in denen direkt die Ergebnisse von bovinem mit denen von humanem Schmelz und Dentin verglichen werden [11, 75, 118, 126, 164]. Für die Ergebnisse dieser Untersuchung (Tabelle 5, 6 und 7) lassen sich Übereinstimmungen in der Literatur finden. Es fiel auf, dass das 2-Schritt-Self-Etch-System Clearfil SE Bond vor dem Temperaturlastwechsel signifikant bessere Werte an humanem Schmelz als an bovinem Schmelz erbrachte, während für das 3-Schritt Etch-and-Rinse-Adhäsiv OptiBond FL keine signifikanten Unterschiede gefunden wurden. Nach Temperaturlastwechsel verhielten sich die Testgruppen genau umgekehrt: Hier fanden sich für OptiBond FL nach Temperaturlastwechsel die besseren Werte an humanem Schmelz, und bei Clearfil SE Bond fielen keine signifikanten Unterschiede auf. Diese unterschiedliche Wirkung des Self-Etch und Etch-and-Rinse Produktes könnte durch die morphologischen Unterschiede zwischen humanen und

bovinen Zähnen erklärt werden: Bovine Zähne entwickeln sich deutlich schneller, der Schmelz weist größere Kristalle und mehr Strukturschäden im Gittergefüge auf [97]. Diese strukturell anders aufgebauten Bereiche könnten daher auch anders auf chemische Agenzien reagieren. Auf diesem Hintergrund, könnte ein Ätztvorgang (bei OptiBond FL) einen bovinen Zahn weit mehr schwächen als einen humanen Zahn, und daraus wiederum könnte die niedrigere Scherhaftfestigkeit nach dem Temperaturlastwechsel resultieren. Zudem könnte eine Säureätzung bovinen Schmelz stärker angreifen, so dass eine ähnliche Haftfestigkeit von Etch-and-Rinse-Systemen (OptiBond FL) mit Self-Etch-Systemen (Clearfil SE Bond) erklärbar wäre, das weniger destruktive Kräfte ausübt (Tabelle 5). Die Angaben in der Literatur unterstützen die Annahme, dass boviner Schmelz schneller erodiert als humaner Schmelz [6]. Auch für das bovine Dentin könnte ähnliche Prozesse die Erklärung für die dort erhobenen Ergebnisse sein. Hier zeigt Clearfil SE Bond keinen signifikanten Unterschied zwischen humanem und bovinem Dentin vor Temperaturlastwechsel, wobei jedoch OptiBond FL die besseren Werte im bovinen Dentin erbrachte. Nach dem Temperaturlastwechsel nahm die Scherhaftfestigkeit der bovinen Testkörper mit OptiBond FL ab, während die von Clearfil SE Bond zunahm. Auch hier ähneln die Ergebnisse denen anderer Studien: Krifka et al. (2008) [75] fanden in ihrer Studie i. A. keine statistischen Unterschiede zwischen primären bovinen und humanen Zähnen. Auch Reis et al. (2004) [118] schlossen aus ihrer Studie, dass bovine Zähne als Ersatz für humane Zähne in Frage kommen würde. Ihre Rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen zeigten eine ähnliche Dentin-Morphologie für humane und bovine Zähne.

Ein Review [125], in dem 147 Studien zum Thema Haftfestigkeit untersucht wurden, offenbart, dass je nach Testverfahren für ein und dasselbe Produkt eine enorme Bandbreite an Werten gemessen werden können. Die Gründe für die stark variierenden, teilweise konträren Ergebnisse in den verschiedenen Studien sind also auf der einen Seite beeinflusst durch die unterschiedlichen, angewandten Haftfestigkeitstests und Testmaterialien. Zum anderen wurden aber auch morphologische Unterschiede zwischen bovinen und humanen

Zähnen festgestellt [19, 20] die wahrscheinlich auf der viel schnelleren Entwicklung der bovinen Zahnhartsubstanzen basieren [97]. Dies könnte auch der Grund Ergebnisse in dieser Arbeit sein. Der Scherhaftfestigkeitstest geht von einer uniformen oberflächlichen Kraftverteilung aus, weil dabei die zum Bruch notwendige Kraft durch die gesamte Querschnittsfläche geteilt wird. Laut Versluis et al. [160] erwies jedoch die Finite-Elemente-Analyse, dass diese Annahme nicht korrekt ist. Vielmehr konnte gezeigt werden, dass es lokale Kraftkonzentrationen gibt, deren Werte die berechneten Kraftwerte weit übersteigen. Es zeigte sich, dass die Scherhaftfestigkeit mit der Prüfkörpergeometrie, Belastungskonfiguration und Materialeigenschaften variiert. Offensichtlich liefert die einfache Messung der Scherhaftfestigkeit keine eindeutigen Werte. Sie propagieren daher einen bruchmechanischen Prüfungsansatz.

Ein Nachteil der vorliegenden Arbeit ist darin zu sehen, dass nur eine Art der Messung der Scherhaftfestigkeit durchgeführt wurde und keine anderen Hafttests (zum Beispiel der Mikro-Tensile-Test) zur Anwendung kamen. Dahingegen sehen andere Autoren den Scherhaftfestigkeits-Test als geeignet für bovines Dentin [119] und andere Autoren, die auch Mikro-Tensile-Tests in ihren Studien durchführten, berichteten über keine signifikanten Unterschiede zwischen Scher- und Mikro-Tensile-Test [118].

6.2.2 Frakturanalyse

In der vorliegenden Arbeit wurde neben dem Scherhaftfestigkeitstest auch eine Frakturanalyse der getesteten Proben durchgeführt. Dabei traten sowohl gemischte als auch kohäsive Brüche auf, jedoch keinerlei adhäsive Brüche für eines der beiden Adhäsive oder eine der Zahnhartsubstanzen vor oder nach Temperaturlastwechsel. Für die bovinen Schmelz- und Dentinproben ließen sich für beide Adhäsive keine Unterschiede in der Anzahl der gemischten und kohäsiven Brüche feststellen. Die humanen Schmelz- und Dentinproben wiesen nach Temperaturlastwechsel einen Anstieg der kohäsiven Frakturen für Clearfil SE Bond auf, während keine Änderungen für die bovinen Zähne feststellbar waren. Für die mit OptiBond behandelten Proben zeigten sich keine

Veränderungen im Bruchverhalten der humanen Zähne und der bovinen Dentinproben, während die Anzahl der kohäsiven Frakturen für die bovinen Schmelzproben anstieg. Vor dem Temperaturlastwechsel wiesen die OptiBond FL behandelten Proben zu 100% kohäsive Brüche auf und stellen damit, neben den mit Clearfil SE Bond behandelten humanen Dentinproben, die Gruppe mit der höchsten Anzahl an kohäsiven Brüchen dar (Tabelle 9).

In einer Studie von 1997 finden, die ähnliche Frakturergebnisse, wie die in dieser Arbeit: Ein Mikro-Tensile-Test [4], bei dem All-Bond 2 (Bisco) und OptiBond FL (Kerr) an humanen Zähnen im Schmelz untersucht wurden, ergaben bezüglich der Scherhaftfestigkeit und Frakturanalyse keine signifikanten Unterschiede, wobei für All-Bond 2 60 % der Brüche an der Grenzfläche auftraten und 40 % kohäsiver Natur waren. Bei OptiBond FL waren 65 % der Brüche kohäsiv und 35 % fanden an der Grenzfläche statt (Brüche an der Klebefuge oder gemischte Brüche). OptiBond FL wies also wie auch in dieser Arbeit deutlich mehr kohäsive Frakturen auf. Jedoch wurde bei der Auswertung der Studie von 1997 die gemischten und die rein adhäsiven Brüche in eine Gruppe zusammengefasst, was das generelle Problem der Vergleichbarkeit verschiedenerer Studien aufwirft, die trotz ähnlicher Designs dennoch sehr verschieden und somit nur begrenzt zum Vergleich geeignet sein können. In einem Review [125] wiesen auch der Mikro-Scherversuch, der Tensile-Test und der Mikro-Tensile-Test eine große Anzahl an von kohäsiven und gemischten Bruchflächen auf.

Andere Autoren fanden neben rein kohäsiven und gemischten Bruchergebnissen auch rein adhäsiven Brüche, so dass diese Studienergebnisse von denen in dieser Arbeit abweichen: Braga et al. [15] untersuchten 2009 in einem Review über Makro-Scher- und Tensile-Tests unter anderem die auftretenden Frakturmodi und es zeigten sich für die Gesamtheit aller Testkörper 44 % adhäsive Brüche, 31 % gemischte Brüche und 25 % kohäsive Brüche in der Zahnhartsubstanz oder dem Kunststoff. In einer Studie mit sechs Adhäsiven zeigten sich in der Frakturanalyse kohäsive als auch adhäsive Bruchmodi für alle Gruppen, während die Ausdehnung von kohäsiven und adhäsiven Arealen vom Material und Testmodus (Zug- oder Schertest)

abhängig variierte [8]. Dunn et al. [31] fielen keine signifikanten Unterschiede in der Scherhaftfestigkeit zwischen drei Produkten auf, die zu 54,2 % im Dentin, zu 41,6 % in der adhäsiven Phasengrenzfläche und zu 4,2 % im Komposit frakturierten. In einer anderen Studie [23] kam man zu dem Schluss, dass die meisten Brüche adhäsiver Natur waren, während die Scherhaftfestigkeiten der Adhäsive, mit Ausnahme eines Produktes, keine signifikanten Unterschiede zeigten.

Da die Bruchauswertung signifikant von der gewählten Haftfestigkeitstest-Methode beeinflusst wird [8, 125], ist beim Auswerten und Interpretieren der Fraktur-Analyse sehr umsichtig vorzugehen. Dies ist auch bei der Betrachtung der oben genannten, teilweise sehr kontroversen Literaturstellen zu beachten, da es in allen betrachteten Studien Abweichungen im Testdesign gibt, und dieses aber einen großen Einfluss auf die Ergebnisse hat. Schon kleine Unterschiede im Versuchsaufbau, aber auch bei der Auswertung der Ergebnisse können zu signifikanten Unterschieden führen. Eine striktere Standardisierung der Versuchsparameter bleibt bisher allerdings aus. So ist die für diese Arbeit verwendete Versuchsanordnung in der Literatur kein einziges Mal zu finden. Ebenso finden Braga et al. [15] bei der Durchsicht von 100 in den Jahren 2007 bis 2009 durchgeführten Scher- und Zugversuchen keine Übereinstimmung im Versuchsaufbau. Aus diesem Grund ist ein Vergleich von Haftwerten verschiedener Studien nur sehr schwer möglich. Auch Scherrer [125] wertete die Daten von vier verschiedenen Testverfahren der letzten zehn Jahre hinsichtlich unterschiedlicher Adhäsivsysteme aus. Dabei fiel die Rangliste der Wertigkeit der Adhäsive je nach Testmethode unterschiedlich aus.

Scherhaftfestigkeitstests verursachten ungleichmäßige, komplexe Kräfte innerhalb der Reaktionszone. Es konnte gezeigt werden, dass dabei, bedingt durch das Biegemoment, hohe Zugkräfte erreicht werden, die eventuell zu einer Ausreisskraft am Dentin führen. Dieser Effekt wiederum führe zu einer hohen Anzahl von kohäsiven Frakturen [125]. Auch in dieser Arbeit zeigte sich ein Überwiegen der kohäsiven Frakturen, so dass nicht ausgeschlossen werden kann, dass diese unter anderem abhängig vom Versuchsaufbau sein könnten.

Beim Auftreten von Dentin-Ausrissen, also kohäsiven Frakturen im Zahn, kann die oberflächliche Querschnittsfläche, von der ausgehend die Scherhaftfestigkeit berechnet wird, nicht mehr genutzt werden. Die Bedeutung dieser Beobachtung wurde runtergespielt durch die Annahme, dass kohäsive Frakturen im Dentin ein Indiz für perfekte Adhäsion seien, die keiner weiteren Verbesserung bedürfen. Jedoch konnte gezeigt werden, dass perfekte Adhäsion nicht erforderlich ist um Dentin-Ausrisse zu verursachen, aber dass ein Dentin-Ausriss durch die Beschaffenheit der Test-Anordnung ausgelöst werden kann [160]. Basierend auf einem Review von 2009 wurde zudem der Schluss gezogen, dass keine der aktuellen Methoden zur Messung der Scherhaftfestigkeit Werte liefert, die mit „wahrer“ Flächenhaftung verbunden ist [125].

In dieser Arbeit wurden nach der Scherhaftfestigkeitsmessung keinerlei rein adhäsive Frakturen gefunden, allenfalls gemischte Brüche, die jedoch prozentual in den meisten Versuchsgruppen deutlich hinter den kohäsiven Frakturen lagen. Dieser Fakt lässt darauf schließen, dass eine gute mikromechanische Verbindung hergestellt wurde, und daraus resultierend eine gute Wirkung der Haftvermittler, unabhängig von den gemessenen Scherhaftfestigkeitswerten, vorgelegen hat.

7 Schlussfolgerung

1. Zähne boviner Herkunft können als Ersatzsubstrat für humane Zähne geeignet sein
2. Humane und bovine Zähne unterscheiden sich in ihrem Scherhaftfestigkeitsverhalten, weisen jedoch keine Unterschiede in ihrem Frakturverhalten auf
3. Die Messung der Scherhaftfestigkeit alleine ist keine aussagekräftigen Ergebnisse
4. Eine Frakturanalyse der entstehenden Bruchflächen sollte bei Haftfestigkeitsuntersuchungen als *conditio sine qua non* betrachtet werden

8 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, die Scherhaftfestigkeit und das Frakturverhalten von Rinder- und Menschenzähnen zu untersuchen, wobei die Auswirkungen von zwei Haftvermittlersystemen, in Schmelz und Dentin, sowie eine künstliche Alterungsmethode berücksichtigt wurden, um festzustellen, ob Rinderzähne als Ersatzsubstrat für humane Zähne in der zahnärztlichen Adhäsivforschung geeignet sein könnten.

Dazu wurden 80 füllungs- und kariesfreie, durchgebrochene Molaren und 80 frisch-extrahierte permanente bovine Inzisivi mittels eines konventionellen 3-Schritt-Etch-and-Rinse Systems und eines 2-Schritt-Self-Etch Systems auf der Bukkal- oder Labialfläche mit einem Hybridkomposit versehen. Zuvor wurden die Zahnhartsubstanzoberflächen mittels Schmiergelpapier plan geschliffen. Für jede Testgruppe wurden 10 Probenkörper hergestellt. Die Scherhaftfestigkeit wurde vor und nach Temperaturlastwechsel bestimmt und abschließend eine Frakturanalyse durchgeführt. Zudem wurden mittels einer digitalen Spiegelreflexkamera Fotos von den einzelnen Prüfkörpern mit ihren Bruchstellen angefertigt. Die drei möglichen Bruchmodi wurden als Prozentzahlen in Verhältnis zur Gesamtoberfläche angegeben.

Bei der statistischen Analyse mittels ANOVA zeigte sich für die Scherhaftfestigkeit signifikante Unterschiede zwischen Schmelz und Dentin, vor und nach Temperaturlastwechsel sowie für beide Adhäsivsysteme.

Die Scherhaftfestigkeit der mit dem Etch-and-Rinse-Produkt (OptiBond FL) behandelten humanen Schmelzproben stieg nach Temperaturlastwechsel an, während die mit dem Self-Etch-Produkt (Clearfil SE Bond) nicht anstiegen.

Die bovinen Schmelzproben, die mit dem Self-Etch-Produkt getestet wurden, zeigten eine höhere Scherhaftfestigkeit nach Temperaturlastwechsel, während die mit dem Etch-and-Rinse-Produkt niedrigere Werte aufwiesen.

Keine Unterschiede wurden für humane mit Self-Etch oder Etch-and-Rinse behandelten Dentinproben vor oder nach Temperaturlastwechsel gefunden,

wohl aber bei bovinen Dentinproben mit dem Self-Etch-Produkt, die anstiegen, während die mit dem Etch-and-Rinse-Produkt abnahmen.

Die Wirkung des Temperaturlastwechsels lieferte somit kontroverse Ergebnisse, allerdings mit der Tendenz zu einer Erhöhung der Haftwerte nach dem Temperaturlastwechsel.

Bei der Bruchanalyse wurden keinerlei adhäsive Frakturen für eines der beiden Adhäsivsysteme oder Zahnhartsubstanzen vor oder nach Temperaturlastwechsel gefunden. Die höchste Anzahl an kohäsiven Brüchen (100 %) wurden für die mit dem Etch-and-Rinse-Produkt Optibond FL behandelten humanen Schmelz- und Dentinproben ohne Temperaturlastwechsel gefunden, sowie für die humanen Dentinproben mit dem Self-Etch-Produkt Clearfil SE Bond nach Temperaturlastwechsel.

Diese Ergebnisse sprechen für einen guten mikromechanischen Verbund und daher auch eine gute Wirkung der Haftvermittlersysteme unabhängig von den gemessenen Scherhaftfestigkeitswerten. Während sich also die humanen und bovinen Zähne in ihren Scherhaftfestigkeitswerten teilweise signifikant unterscheiden, ließen sich keine signifikanten Unterschiede in der Frakturanalyse finden.

Die Haftfestigkeit von Adhäsiven an den Strukturen der Zahnhartsubstanz wird von zahlreichen Faktoren beeinflusst, so dass es sehr schwierig ist, die in einer Scherhaftfestigkeitsuntersuchung erhaltenen Ergebnisse und Werte eindeutig zu interpretieren. Obwohl die Scherhaftfestigkeitswerte an humanen und bovinen Zähnen Unterschiede aufwiesen, wurden keine Unterschiede in der Frakturanalyse gefunden. Um aussagekräftige Informationen über das Verhalten von Adhäsiven zu erhalten, sollte daher eine Frakturanalyse der entstehenden Bruchflächen als *conditio sine qua non* betrachtet werden, denn wahre Haftfestigkeitswerte, welche mit adhäsiven Frakturen verbunden sind, nur erwartet werden können, wenn es zu einer nicht optimalen Verbindung von dem Adhäsiv mit der Zahnhartsubstanz und/oder keiner chemischen Bindung mit dem Kunststoff kommt. Des Weiteren besteht die Notwendigkeit, die Testprozedere zu reevaluieren und weiter zu standardisieren um die wahre

Effizienz von Haftvermittlersystemen besser beurteilen zu können und das Vergleichen von Studienergebnissen zu erleichtern.

9 Literaturverzeichnis

1. ABO T, UNO S, SANO H. Comparison of bonding efficacy of an all-in-one adhesive with a self-etching primer system. Eur J Oral Sci 2004; (112): 286-42.
2. ARENDS J, SCHUTHOF J, JONGEBLOED WG: Lesion depth and microhardness indentations on artificial white spot lesions. Caries Res 14: 190-195 (1980)
3. ARENDS J, SCHUTHOF J, JONGEBLOED WG: Microhardness indentations on artificial white spot lesions. Caries Res 13: 290-297 (1979)
4. ARMSTRONG SR, BOYER DB, KELLER JC Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives Dental Materials, 1998
5. ASAKA Y, AMANO S, RIKUTA A, KUROKAWA H, MIYAZAKI M, PLATT JA, MOORE BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strengths of single-step self-etch adhesive systems. Oper Dent 2007; 32:73-8.
6. ASMUSSEN E: Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. Oper Dent 10: 61-73 (1985)
7. ATTIN T, WEGEHAUPT F, GRIES D, WIEGAND A: The potential of deciduous and permanent bovine enamel as substitute for deciduous and permanent human enamel: Erosion-abrasion experiments. J Dent 2007; 35:773-777
8. B. REZGUI, H. ABDENNAGI, S. SAHTOU, M.S. BELKHIR: Failure in a composite resin-dentin adhesive bond JOURNAL DE PHYSIQUE IV Colloque C7, supplkment au Journal de Physique 111, Volume 3, November 1993

9. BANOMYONG D, PALAMARA J, BURROW MF, MESSER HH, 2007. Effect of dentin conditioning on dentin permeability and microshearbond strength. *Eur. J. Oral. Sci.* 115, 502–509.
10. BARKMEIER WW, COOLEY RL: Laboratory evaluation of adhesive systems. *Oper Dent Suppl* 5: 50-61(1992)
11. BARKMEIER WW, ERICKSON RL: Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond Multi-Purpose. *Am J Dent* 1994;7: 175-179.
12. Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. *Oper Dent* 2004 Mar-Apr;29(2):150-6.
13. BLUNCK U, HALLER B: Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz* 50 (1999) 1021-1033 138
14. BOYDE A.: Dental morphology and evolution. Chicago University Press, Chicago. (1971):81-94
15. BRAGA RR, MEIRA JB, BOARO LC, XAVIER TA., *Dent Mater.* 2010 Feb;26(2):e38-49. Epub 2009 Dec 11. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods.
16. BROWNING W D, MYERS M L, NIX L B: Constancy of bond strength in 5 single bottle dentin bonding systems. *Quintessence Int* 2001; (32): 249-253.,
17. BUONOCORE M G: Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1963; (67): 382-91;
18. BUONOCORE M: A simply method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34 (1955) 849-853
19. CAMARGO CH, SIVIERO M, CAMARGO SE, DE OLIVEIRA SH, CARVALHO CA, VALERA MC: Topographical, diametral, and quantitative

- analysis of dentin tubules in the root canals of human and bovine teeth. *J Endod* 2007; 33:422-426.
20. CAMARGO MA, MARQUES MM, DE CARA AA: Morphological analysis of human and bovine dentine by scanning electron microscope investigation. *Arch Oral Biol* 2008;53:105-108.
21. CARDOSO PE, BRAGA RR, CARRILHO MR: Evaluation of micro-tensile, shear and tensile determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater*, 1998, Nov: 14(6): 394-8
22. CEBALLOS L, FUENTES MV, TAFALLA H, MARTÍNEZ A, FLORES J, RODRÍGUEZ J: Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using led and halogen units, *med oral patol oral cir bucal*. 2009 jan 1; 14 (1)
23. CHAPPELL RP, EICK JD (1994). Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of six current dentinal J Dent Res 79(I) 2000, 47
24. CRIM GA, GARCIA-GODOY F: Microleakage: The effect of storage and cycling duration. *J Prosthet Dent*. 1987; 57: 574-576.
25. D. TANTBIROINL, Y.-S. CHENG, A. VERSLUIS, J.S. HODGES, W.H. DOUGLAS, Nominal Shear or Fracture Mechanics in the Assessment of Composite-Dentin Adhesion? *J DENT RES* 2000 79: 41
26. DA COSTA CC, OSHIMA HM, COSTA FILHO LC (2008): Evaluation of shear bond strength and interfacial micromorphology of direct restorations in primary and permanent teeth-an in vitro study. *Gen Dent* 56:85-93; quiz 94-85, 111-112.
27. DAVIDSON CL, ABDALLA AI, DE GEE AJ: An investigation into the quality of dentin bonding systems for accomplishing a durable bond. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 291-300.

-
28. DE MUNCK J, VARGAS M, IRACKI J, VAN LANDUYT K, POITEVIN A, Lambrechts P, Van Meerbeek B: One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent* 2005; 30:39-49
29. Die Adhäsivtechnologie: Ein Leitfaden für Theorie und Praxis 3M ESPE AG: 1. Auflage Mai 2001(S. 41)
30. DOS SANTOS, PA, SASSO GARCIA P, PALMA-DIBB, R G: Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentine: Thermocycling influence. *Journal of Materials science: Materials in Medicine* 16 (2005) 727-732.
31. Dunn WJ, Söderholm KJ. Comparison of shear and flexural bond strength tests versus failure modes of dentin bonding systems. *Am J Dent*. 2001 Oct;14(5):297-303.
32. EDMUNDS DH, WHITTAKER DK, GREEN RM: Suitability of human, bovine, equine and ovine tooth enamel for studies of artificial bacterial carious lesions: *Caries Res*. 1988; 22(6):327-36.
33. EGAN F R, ALEXANDER S A, CARTWRIGHT G E: Bond strength of rebonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; (109): 64-70.
34. EICK JD., GWINNETT AJ, PASHLEY DH, ROBINSON SJ: Current conception adhesion to dentin, *Crypt Rev Oral Biol Med*; 8: 306-335 (1997)
35. EL ZHAIRY AA, DE GEE AJ, DE JAGER N, VAN RUIJVEN LJ, FEILZER AJ (2004): The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res* 83:420-424.
36. EL-ARABY AM, TALIC YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin *J Contemp Dent Pract*. 2007 Feb 1;8(2):17-24.

37. ERICKSON RL, DE GEE AJ, FEILZER AJ (2008): Effect of pre-etching enamel on fatigue of self-etch adhesive bonds. *Dent Mater* 24:117-123.
38. ERICKSON RL, GLASSPOOLE EA, PASHLEY DH: Dentin permeability changes from acidic dentin conditioners. *J Dent Res* 70, 378 (1991).
39. ERICKSON RL, GLASSPOOLE EA: Bonding to tooth structure. A comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. *J Esthet Dent* 6: 227-244 (1994)
40. ERNST CP, WILLERSHAUSEN B: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztliche Mitteilungen* 93: 790-800 (2003)
41. FERNANDA RIBEIRO SANTANA, JANAÍNA CARLA PEREIRA, CRISTINA ALVES PEREIRA, ALFREDO JÚLIO FERNANDES NETO, CARLOS JOSÉ SOARES: Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine; *Braz Oral Res* 352 2008;22(4):352-7
42. FINCHAM AG: Changing amino acid profiles of developing dental enamel in individual human teeth and the comparison of the protein matrix of developing human and bovine enamel. *Arch Oral Biol.* 1980;25(10):669-74
43. FINGER WJ, BALKENHOL M: Rewetting strategies for bonding to dry dentin with an acetone based adhesive. *J Adhes Dent* 2 (2000) 51-6
44. FINGER WJ: Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations; *Am J Dent* 1988 Sep;1 Spec No:184-8
45. FRANKENBERGER R, STROBEL W O, TASCHNER M, KRÄMER N, PETSCHERT A: Total-Etch vs. Self-Etch - Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. *ZWR* 2004; (130): 188-196., 57

-
46. FURUSE AY, PEUTZFELDT A, ASMUSSEN E (2008): Effect of evaporation of solvents from one-step, self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 10:35-39.
47. GALAN D, LYNCH E: Principles of enamel etching. *J Ir Dent Assoc* 1993; (39):104-111., 53 Hannig M, Joiner A. The structure, function and properties of the acquired pellicle. *Monogr Oral Sci* 2006; (19): 29-64.
48. GALE MS, DARVELL BW: J Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations; *J Dent*. 1999 Feb;27(2): 89-99.Review
49. GENTE M, SONDERMANN U, LEHMANN KM Linear coefficient of thermal expansion for bovine enamel and dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 40: 488-490 (1985)
50. GOODIS H E, MARSHALL G W, JR., WHITE J M. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentine permeability in vitro. *Arch Oral Biol* 1991; (36): 561-566.
51. GURGAN S, ALPASLAN T, KIREMITCI A, CAKIR FY, YAZICI E, GORUCU J (2009): Effect of different adhesive systems and laser treatment on the shear bond strength of bleached enamel. *J Dent* 37:527-534.
52. GWINNETT AJ: Dentin bond strength after air drying and rewetting. *Am J Dent* 7, 144-148 (1994).
53. GWINNETT, A. J. A new method to test the cohesive strength of dentin. *Quintessence Int*, v.25, n.3, p.215-218, Mar. 1994.
54. HALLER B, BLUNCK, U: Übersicht und W ertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 93 (7), 808 (48) (2003)
55. HALLER B, HOFMANN N, KLAIBER B, Bloching U. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 1993; (9): 191-197

-
56. HEIDEMANN D, HELLWIG E, HICKEL R, KLAIBER B, STAEHLE HJ:
Direkte Kompositrestaurationen- Erweiterte Anwendung im Front- und
Seitenzahnggebiet. Stellungnahme der DGZ. ZM 2003
57. HELLWIG E, ATTIN T, KLIMEK, J: Einführung in die Zahnerhaltung.
Urban und Fischer: Auflage 3 (2003)
58. HERMSEN R J, VRIJHOEF M M. Loss of enamel due to etching with
phosphoric or maleic acid. Dent Mater 1993; (9): 332-336
59. HIRAISHI N, KITASAKO Y, NIKAIDO T, NOMURA S, BURROW MF,
TAGAMI J: (2003) Effect of artificial saliva contamination on pH value
change and dentin bond strength. Dent Mater 19:429-434.
60. HOLTAN JR, NYSTROM GP, OLIN PS, PHELPS RA 2ND, PHILLIPS JJ,
DOUGLAS WH (1994). Bond strength of six dentinal adhesives. J Dent
22:92-96.
61. ISO 10477:1998 (Dentistry -Polymer-based crown and bridge materials.
Amendment 1)
62. ISO/TS 11405:2003 "Dental materials - Testing of adhesion to tooth
structure" 2.
63. JANDA R: Conditioning tooth hard substances with acids and complex
structures. I. Dental enamel. Phillip J Restaur Zahnmed 1988; (5): 210-
220
64. JANDA R: Kunststoffverbundsysteme. Grundlagen, Anwendung,
Verarbeitung. VCH, Weinheim (1990)
65. JANDA R: Schmelz-Dentin-Adhäsive –Stand der Entwicklung DFZ 1/2008
66. JENDRESEN MD, GLANTZ PO: Microtopography and clinical
adhesiveness of an acid etched tooth surface. Acta Odontol Scand 39:
47-53, 1981
67. JORGENSEN K D, ITOH K, MUNKSGAARD E C, ASMUSSEN E.
Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities

- treated with various bonding agents. Scand J Dent Res 1985; (93): 276-279
68. JOSEPH M, ANTONUCCI WALTER G, M CDONOUGH GARY, Schumacher E, YASUSHI SHIMADA: A NOVEL MICROSHEAR TEST TO MEASURE DENTAL ADHESION Biomaterials Volume 23, Issue 17, September 2002, Pages 3603-3608
69. KANCA J: Wet bonding: effect of drying time and distance. Am J Dent 9, 273-276 (1996).
70. KATO G, NAKABAYASHI N: Effect of phosphoric acid concentration on wet-bonding to etched dentin. Dent Mater 12, 250-255 (1996).
71. KONISHI N, WATANABE LG, HILTON JF, MARSHALL GW, MARSHALL SJ, STANINEC M; Dentin shear strength: effect of distance from the pulp Dent Mater. 2002 Nov;18(7):516-20]102
72. KORKMAZ Y, ATTAR N. Dentin bond strength of composites with self-etching adhesives using LED curing lights. J Contemp Dent Pract 2007;8:34-42.
73. KREJCI I, ALBERTONI M, LUTZ F (1990) In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 2. Zahnbürsten-/Zahnpastaabrasion und chemische Degradation. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 1164-1168
74. KREJCI I, LUTZ F, FÜLLEMANN J: Zahnfarbene Inlays/Overlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed, Vol. 102: 73-80 (1992)].
75. KRIFKA S, BORZSONYI A, KOCH A, HILLER KA, SCHMALZ G, FRIEDL KH. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel-human vs. bovine primary teeth in vitro. Dent Mater 2008; 24:888-894.
76. L. PERINKA, H. SANO AND H. HOSODA, Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs. bond strength of dentin adhesives Dental Materials Volume 8, Issue 4, July 1992, Pages 229-233,

-
77. LAMBRECHTS P., BRAEM M., VANHERLE G.: Klinische Erfahrung mit Compositen und Dentinadhäsiven im Seitenzahnbereich. I: Klinische Beurteilung von Compositen. Phillip J 1: 12-28 (1988)
78. LEEVAILOJ C, UA-WUTTHIKRERK P, POOLTHONG S (2007): Shear bond strength of dual-cured and self-cured resin composites to dentin using different bonding agents and techniques. Oper Dent 32:149-159.
79. LELOUP G, D'HOORE W, BOUTER D, DEGRANGE M, VREVEN J; Concise Review Biomaterials & Bioengineering: Meta-analytical Review of Factors Involved in Dentine Adherence; J Dent Res 80(7):1605-1614, 2001
80. LINO CARRACHO AJ, CHAPPELL RP, GLAROS AG, PURK JH, EICK JD (1991). The effect of storage and thermocycling on the shear bond strength of three dentinal adhesives. Quintessence Int 22:745-752
81. LOPES GC, BARATIERI LN, DE ANDRADA MA, VIEIRA LC; Quintessence Int. 2002 Mar; 33(3):213-24.
82. LOPES MB, SINHORETI MA, CORRER SOBRINHO L, CONSANI S. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests; Pesqui Odontol Bras. 2003 Apr-Jun;17(2):171-5. Epub 2003 Oct 10
83. LUHRS AK, GUHR S, GUNAY H, GEURTSSEN W (2009): Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. Clin Oral Investig
84. LUHRS AK, GUHR S, SCHILKE R, BORCHERS L, GEURTSSEN W, GUNAY H (2008): Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. Oper Dent 33:155-162.
85. LUTZ F, KREJCI I, FRISCHKNECHT A. Light polymerization. The principles and practical tips for its correct use. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992; (102): 574-588.

-
86. LUTZ F, KREJCI I, SCHÜPBACH P: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Schweiz Monatsschr Zahnmed, Vol. 103: 537-547
87. LUTZ F, PHILLIPS R W , ROULET J F, Imfeld T. Composites—classification and assessment. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1983; (93): 914-929.
88. MARK S. PUTT, CARL J. KLEBER AND JOSEPH C. MUHLERA
Comparison of the Polishing Properties of Human and Bovine Enamel: J Dent Res 59(7):1177, July 1980
89. MARSHALL GW JR., MARSHALL S, JOHN H, KINNEY JH, BLOOCH M:
The dentin substrate: structure and properties relates to bonding. J. Dent 1997,25:441-458
90. MCDONOUGH WG, ANTONUCCI JM, HE J, SHIMADA Y, CHIANG MY, SCHUMACHER GE, SCHULTHEISZ CR: (2002). A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. Biomaterials 23:3603-3608.
91. MELLBERG JR Hard-tissue substrates for evaluation of cariogenic and anti-cariogenic activity in situ. J Dent Res 71 (Spec Iss): 913-919 (1992)
92. MILIA E, LALLAI MR, GARCIA-GODOY F: In vivo effect of a self-etching primer on dentin. Am J Dent 12 (1999) 167-171
93. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. Am J Dent 1998; 11:118-122.
94. NAKABAYASHI N, ASHIZAWA M, NAKAMURA M: Identification of a resin dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. Quintessence Int 23 (1992) 135-141
95. NAKAMICHI I, IWAKU M, FUSAYAMA T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. J Dent Res 1983; (62): 1076-1081]

-
96. NIKAIDO T, KUNZELMANN KH, CHEN H, OGATA M, HARADA N, YAMAGUCHI S, COX CF, HICKEL R, TAGAMI J; Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer to dentin; *Dent Mater.* 2002 May;18(3):269-75
97. OESTERLE L J, SHELLHART W C, BELANGER G K. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; (114): 514-519.
98. OILO G, AUSTRHEIM EK (1993). In vitro quality testing of dentin adhesives. *Acta Odontol Scand* 51:263-269.
99. OILO G, OLSSON S; Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods; *Dent mater.* 1990 April, 6(2):138-44.
100. PASCAL MAGNE, TAE HYUNG KIM, DOMENICO CASCIONE, TERENCE E. DONOVAN; Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations, , Volume 94, Issue 6, Pages 511-519 (December 2005)
101. PASHLEY D.H., EICK J.D., GWINNETT A.J., ROBINSON S.J.: Current concepts on adhesion to dentin; *Crit Rev Oral Biol Med*, 8(3):306-335 (1997)
102. Pashley D.H.: Dentin: A dynamic substrate- a review. *Scanning Microscopy* 3: 161-176 (1989)
103. PASHLEY DH, CIUCCHI B, SANO H: Dentin as a bonding substrate. *DZZ* 49 (1994) 760]
104. PASHLEY DH, HORNER JA, BREWER PD: Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent, Suppl* 5: 137-150 (1992)
105. PASHLEY DH, SANO H, CIUCCHI B, YOSHIYAMA M, CARVALHO RM; Adhesion testing of dentin bonding agents: a review; *Dent Mater.* 1995 Mar 11(2):117-25. Review

-
106. PASHLEY DH: Interaction of dental materials with dentin. Trans Acad Dent Mater 3(1990) S. 55–73
 107. PASHLEY DH: The effects of acid etching on the pulpodentinal complex. Oper Dent 17 (1992) 229-242
 108. PASHLEY DH; MICHELICH V; KEHL T: Dentin permeability: effects of smear layer removal. J Prosthet Dent 46: 531-537, 1981.
 109. PASHLEY EL, TAO L, MATTHEWS WG, PASHLEY DH: Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. Dent Mater 9: 19-22 (1993)
 110. PERDIGAO J, LOPES L, LAMBRECHTS P, LEITAO J, VAN MEERBEEK B, VANHERLE G.: Effect of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. Am J Dent 10, 141 – 146 (1997)
 111. PLACIDO E, MEIRA JB, LIMA RG, MUENCH A, DE SOUZA RM, BALLESTER RY (2007): Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. Dent Mater 23:1086-1092.
 112. PRATI C, BIAGINI G, RIZZOLI C, NUCCI C, ZUCCHINI C, MONTANARI G., Shear bond strength and SEM evaluation of dentinal bonding systems; Am J Dent. 1990 Dec;3(6):283-8
 113. PRATI C., BIAGINI G., RIZZOLI C., NUCCI C., ZUCCHINI C., MONTANARI G.: Shear bond strength and SEM evaluation of dentinal bonding systems. Am J Dent 3: 283-288 (1990),/
 114. PRICE RB, DERAND T, ANDREOU P, MURPHY D. The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. Biomater 2003; 24: 1013-1021.
 115. PUTT L, KLEBER CJ, MUHLER JC. A comparison of the polishing properties of human and bovine enamel. Journal of dental research, 1980, 37:1177

-
116. R. VAN NOORT; Fractography of the Adhesive Interface of Three Dentin Bonding Agents, Dental Materials Poster Session I, The Preliminary Program for IADR Pan European Federation 2006 (September 13-16, 2006)
117. REEVES GW, FITCHIE JG, HEMBREE JH JR, PUCKETT AD. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth; Oper Dent. 1995 Nov-Dec;20(6):230-5
118. REIS AF, GIANNINI M, KAVAGUCHI A, SOARES CJ, LINE SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. J Adhes Dent 2004;6:117-121
119. RETIEF D H, MANDRAS R S, RUSSELL C M , DENYS F R. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. Am J Dent 1990; (3): 253-258
120. ROETERS J., DE KLOET H.: Kosmetische Zahnheilkunde mit Hilfe von Komposit. Quintessenz-Verlag-GmbH: 37-45 (1992)
121. RUEGGERBERG F A. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of literature. Dent Mater 1991; (7): 2-10
122. RUYTER I.E.: Die chemischen Grundlagen dentaler Adhäsivsysteme. Phillip J 12: 481-488, 1995
123. SALEH F, TAYMOUR N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. East Mediterr Health J 2003;9:201-207
124. SANO H, SHONO T, SONODA H, TAKATSU T, CIUCCHI B, CARVALHO R, PASHLEY DH., Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater. 1994 Jul; 10(4):236-40.

125. SCHERRER SS, CESAR PF, SWAIN MV (2010): Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 26:e78-93.
126. SCHILKE R, BAUSS O, LISSON JA, SCHUCKAR M, GEURTSSEN W. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent* 1999;12:92-96
127. SCHILKE R., LISSON JA, GEURTSSEN W.: Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol* 2000;45:355-61
128. SCHROEDER H.E: *Orale Strukturbiologie*. Thieme Verlag: 123 :1997
129. SCHUEPBACH P, KREJICI I, LUTZ F: The resin-dentin hybrid layer: comparative SEM, TEM and confocal microscopic examination. *J Dent Res* 73: 107 (1994)
130. SHIMADA, Y, YAMAGUCHI, S, TAGAMI, J, 2002. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent. Mater.*18, 380–388.
131. SILVERSTONE LM, WEFEL JS, ZIMMERMAN BF, CLARKSON BH, FATHERSTONE MJ Remineralisation of natural and chemical lesions in human dental enamel in vitro. Effect of calcium concentration on the calcifying fluid. *Caries Res* 15: 138-157 (1981)
132. SMILLIE AC: The chemistry of the organic phase of teeth. In: Zipkin I.: *Biological Mineralisation*. Wiley, New York: 139 (1973)
133. SÖDERHOLM K.-J.M.: Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: A report of the ASC MD156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials; *Dental Materials*, Volume 7, Issue 2, April 1991, Pages 74-83

-
134. Söderholm K-J (2008) Letter to the Editors. J Adhes Dent 10:163-
135. Söderholm KJ, Review of the fracture toughness approach - Dental Materials, 2009 -Dent Mater. 2010 Feb; 26 (2):e63-77. Epub 2009 Dec 31. Review
136. Söderholm KJ. Die hydrolytische Degradation von Compositen: J Mater Sci 18, 323- 328 (1993)
137. STANFORD J.W., SABRI Z., JOSE S.: A comparison of effectiveness of dentine bonding agents. Int Dent J 35: 139-144 (1985)
138. STENLEY HR; PEREIRA JC, SPIEGEL E, BROOM C, SCHULTZ M: The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surfaces and age. J Oral Pathol 12 (1983) 257-289
139. SWIFT EJ JR, CLOE BC. Shear bond strengths of new enamel etchants. Am J Dent. 1993 Jun; 6(3):162-4.
140. SWIFT, E.J., PERDIGAO, J., HEYMANN, H.O: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. Quintessence Int 26, 95-110 (1995)
141. TALIC YF. Immediate and 24-Hour Bond Strengths of Two Dental Adhesive Systems to Three Tooth Substrates. J Contemp Dent Pract 2003 November;(4)4:028-039
142. TAM L E, PILLIAR R M: Fracture surface characterization of dentin-bonded interfacial fracture toughness specimens; J Dent Res 73(3):607-619, March, 1994
143. TANTBIROJN D, CHENG YS, VERSLUIS A, HODGES JS, DOUGLAS WH. Nominal shear or fracture mechanics in the assessment of composite-dentin adhesion? J Dent Res. 2000 Jan;79(1):41-8.

-
144. TAY F.R., PASHLEY D.H.: Dental adhesives of the future; J Adhes Dent 4:91-103 (2002a)
145. TAY, F.R., GWINNETT, A.J., WEI, S.H.Y.: Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. Dent Mater 12, 236-244 (1996c).
146. TITLEY K, CALDWELL R, KULKARNI G. Factors that affect the shear bond strength of multiple component and single bottle adhesives to dentin. Am J Dent. 2003;16: 120-124
147. TITLEY KC, CHERNECKY R: The effect of various storage methods and media on shear-bond-strengths of dental composite resin to bovine dentine. Arch Oral Biol 43: 305-311(1998)
148. TOLEANDO, M, OS ORIO, R, DE LEONARDI, G, ROSALES-LEAL, JI, CEBALLOS, L, CABRERIZO-VILCHEZ, M A.: Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. American Journal of Dentistry 14: 205-10 (2001)
149. TORRES CP, GOMES-SILVA JM, BORSATTO MC, BARROSO JM, PECORA JD, PALMA-DIBB RG (2009): Shear bond strength of self-etching and total-etch adhesive systems to Er: YAG laser-irradiated primary dentin. J Dent Child (Chic) 76:67-73.
150. TRITES B, FOLEY T F, BANTING D. Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3 -month storage period. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004; (126): 709-716.
151. VAN LANDUYT KL, SNAUWAERT J, DE MUNCK J, PEUMANS M, YOSHIDA Y, POITEVIN A, COUTINHO E, SUZUKI K, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials 2007; 28:3757-3785.
152. VAN MEERBECK B, DHEM A, GORET-NICAISE M, BRAEM M, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: Comparative SEM and TE M

- examination of the ultra structure of the resin-dentin-interdiffusion zone. J Dent Res 72: 495-501 (1993)
153. VAN MEERBECK B, INOKOSHI S, BRAEM M, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. Dent Res 71: 1530-1540 (1992)
154. VAN MEERBEEK B, BRAEM M, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. Dtsch Zahnärztl Z 49: 977-984 (1994)
155. VAN MEERBEEK B, INOKOSHI S, BRAEM M, LAMBRECHTS P, VAN HERLE G: Morphological aspects of the resin dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. J Dent Res 71 (1992) 150-154.
156. VAN MEERBEEK B, INOUE S, PERDIGAO J, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: Enamel and dentin adhesion pp. 178-235
157. VAN MEERBEEK, ABE Y, YOSHIDA Y, LAMBRECHTS P, VAN HERLE G, SANO H: Microtensile bond strength of eleven modern adhesive systems to enamel. IADR (2001) abstract 563]
158. VAN NOORT R, NOROOZI S, HOWARD IC, CARDEW G: (1989) A critique of bond strength measurements. J Dent 17:61-67.
159. VANDEN ABBEELE A, BOTTENBERG P, ATASH R: Comparison of human and bovine deciduous teeth considering density, hardness, dentinal tubuli as well as bond strength, European Journal of Pediatric Dentistry 2004; 9: 46. (Abstract230)
160. VERSLUIS A, TANTBIROJN D, DOUGLAS WH (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? J Dent Res 76:1298-1307.

-
161. WATANABE L.G., MARSHALL G.W., MARSHALL S.J.: Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent Mater* 12: 109-115 (1996)
162. WEINMANN W, THALACKER C, GUGGENBERGER R: Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005 Jan; 21(1):68-74
163. YAP A U, SOH M S, HAN T T, SLOW K S. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent* 2004; (29): 410-415.
164. YAZICI AR, CELIK C, OZGUNALTAY G, DAYANGAC B. Bond strength of different adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent* 2007;32:166-72
165. YOSHIYAMA M, CARVALHO R, SANO H, HORNER J, BREWER PD, PASHLEY DH: Interfacial morphology and strength of bonds made to superficial versus deep dentin. *Am JDent* 8 (1995) 297-302
166. YU K.C. and Chang, R.: *Adhesive Restorative Dental Materials, II. Approaches to Achieve Adhesion*, National Institute of Dental Research: U.S. department of Health, Education and Welfare, 1966, pp. 103-13
167. ZHENG T L, HUANG C, ZHANG Z X, WANG S, ZHANG G. [Influence of storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2005; (14): 147-150.

10 Anhang

10.1 Materialliste

- a) 0,5%iger Chloramin-Lösung (Sigma Aldrich Chemie GmbH, Taufkirchen, Deutschland)
- b) Ätzel: Conditioner 36 Etching Gel (Lot: 06200700/ 2011-01) DeTrey® (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland)
- c) OptiBond FL (KerrHawe, Bioggio, Schweiz)
- d) Clearfil SE Bond (Kuraray Europe GmbH, Frankfurt, Deutschland)
- e) Clearfil AP-X, Farbe A3 (LOT-Nr.: 01122B) (Kuraray Medical Inc., Osaka, Japan)
- f) Handsäge (LUX/ Tools, Wermelskirchen, Deutschland)
- g) Headströmfeile Iso20 (VDW Endodontics synergy, München, Deutschland)
- h) Kaltpolymerisierendem Kunststoff (MMA/PMMA, Technovit 4004, Kulzer, Puder LOT: 012470, Flüssigkeit LOT 013058: Heraus Kulzer, Wehrheim, Deutschland)
- i) Polyethylen-Formen (Durchmesser: 25 mm, Höhe: 30 mm)
- j) Schmirgelpapier der Firma Buehler (SiC-Schmirgelpapier für Trocken- oder Nass-Metallographie) (Grit P 600, Ø305 mm, LOT:3533317, Plain622), (Grit P 800, Ø 305 mm, Plain 625, LOT: 3573140), (Grit P1000, plain 617, Ø 250 mm, LOT 3475937)(Düsseldorf, Deutschland)
- k) Röntgengerät (Heliodent DS, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland)
- l) Film: Agfa Dentus M2, D- Klasse (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)
- m) Leica SP1500, Sägemikrotom (Wetzlar, Deutschland)
- n) Applicator-Tips (Dentsply, DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland)
- o) Vaseline (Vaseline weiß EuAB, Bombastus GmbH, Freital, Deutschland)
- p) Planstopfers (Omnident Planstopfer RS 1,5/1,75mm 60001, Rotgau, Deutschland)

- q) AZ-Streifen (Frasaco, Universal- Streifen, US-120KE, Tett nang, Deutschland]
- r) Halogen-Handlampe (Hilux Ultra Plus, Benlioglu dental. Inc.) Hilux curing light meter) (Ankara, Türkei)
- s) Exsikkator (Memmert, Biomedis Laborservice GmbH, Gießen, Deutschland)
- t) Thermocycling–Gerät (Thermocycler V3, 0 Firma Willytec, Karlsruhe, Deutschland)
- u) Universalprüfmaschine Tuest Universal- Prüfmaschine106, 2kN mit Steuer-und Auswerte Elektronik Modell 810 (TesT GmbH, Erkrath, Deutschland)
- v) digitale Spiegelreflexkamera (Canon Eos 20D, Canon Inc., Tokyo, Japan),
- w) Fotosoftware (Scion Oimage 4.0.2 scientific photosoftware/ Scion Corporation, Frederick, MD, USA)
- x) Microsoft® Excel 2003 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA)
- y) Statistiksoftware SPSS® 15.0 (SPSS Inc., Chicago, USA)

10.2 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
al.	alii/aliae
Aqua dest.	Aqua destillata
Adh.	adhäsiver Bruch
Aqua dest.	Aqua destillata
Bis-GMA	Bisphenyl-A-Glycidyl-Methacrylat
ca.	cirka
Coh.	kohäsiver Bruch
d. h.	das heißt

Gew-%	Gewichtprozent
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
HPMA	Hydroxypropylmethacrylat
i. A.	im Allgemeinen
i. d. R.	in der Regel
kN	Kilonewton
K	Kelvin
MPa	Megapaskal
Mix.	gemischter Bruch
PEGDMA	Polyethylenglycoldimethacrylat
PENTA	Dispentamethacryloyloxiphosphat
stellv.	stellvertretender
TC.	Temperaturlastwechsel
UDMA	Urethandimethacryalt
vs.	versus
Vol.-%	Volumenprozent
z.B.	zum Beispiel

10.3 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Versuchsaufbau ohne Temperaturlastwechselversuch der Prüfkörper

Abb. 2: Versuchsaufbau mit Temperaturlastwechselversuch der Prüfkörper

Abb. 3: Vorbereiteter humaner Molar

Abb. 4: Fixierung/Ausrichtung des Zahnes in der Kunststoffform

Abb.5: Auffüllen der Kunststoffform mit Einbettkunststoff Technovit

Abb. 6: Matrize zur Applikation des Kompositzylinders

Abb.7: Kunststoffform mit aufgebrachter Matrize

Abb. 8: Fertiggestellter Prüfkörper mit appliziertem Kunststoffzylinder

Abb. 9: Thermocycling-Gerät der Firma Willytec

Abb. 10: Abscher-Vorrichtung ohne Probenkörper

Abb.11: Abscher-Vorrichtung mit eingespanntem Probenkörper, Ansicht frontal

Abb. 12: Abscher-Vorrichtung mit eingespanntem Probenkörper, Ansicht seitlich

Abb. 13: Prüfkörper mit abgelöstem Kunststoffzylinder nach Messung

Abb.14: Rinderzahnprobe im Dentin. Bruchmodus: Gemischter Bruch

Abb.15: Rinderzahnprobe im Dentin. Bruchmodus: Kohäsiver Bruch im Zahn

10.4 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Qualitative Einteilung der Komposite nach Füllstoffen

Tabelle 2: Zusammensetzung der untersuchten Haftvermittler

Tabelle 3: Bestandteile von Clearfil A-PX

Tabelle 4: Verarbeitung der untersuchten Haftvermittler

Tabelle 5: Scherhaftfestigkeit, Mittelwerte und (Standardabweichung)

Tabelle 6: Signifikante Unterschiede der Scherhaftfestigkeit zwischen den Materialien, sowie bovinem und humanem Schmelz vor und nach Temperaturlastwechsel ($p < 0,05$)

Tabelle 7: Signifikante Unterschiede der Scherhaftfestigkeit zwischen den Materialien, sowie bovinem und humanem Dentin vor und nach Temperaturlastwechsel ($p < 0,05$)

Tabelle 8: Signifikante Unterschiede zwischen 24 h Lagerung (24 h) und Temperaturlastwechsel (TC) ($p < 0,05$)

Tabelle 9: Prozentzahlen der Frakturmodi vor und nach Temperaturlastwechsel

Tabelle 10: Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsmessung

Tabelle 11: Ergebnisse der Frakturanalyse

10.5 Tabellenanhang

*Tabelle 10: Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsmessung (Thermo.=
Probenreihe mit Durchführung des Temperaturlastwechsels, Scherhaft.=
Scherhaftfestigkeit)*

Probe Nr.		Zahnhart- substanz	Adhäsiv	Charge Nr.			Lagerung		Messwert In N	Scher- haft. (F/A) in MPa
68	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□			54,90	7,77
3 w	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□			49,90	7,06
4 w	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□			38,70	5,47
5 w	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□			31,00	4,39
6 w	Bovin	Fehlprobe								
7 w	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□			47,70	6,75
8 w	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□			97,70	13,82
9 w	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□			41,70	5,90
10 w	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□			80,20	11,35
11	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□			56,70	8,02
13	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□			46,40	6,56
								Mittelwert:	54,49	7,71

								Standart.	19,05	2,70
2 w	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A					118,10	16,71
12	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A					27,20	
16	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A					28,20	3,99
17	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A					90,90	12,86
19	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A					88,70	12,55
21	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A					77,10	10,91
23	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A					78,90	11,16
24	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A					136,00	19,24
25 V	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A					92,70	13,11
66	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A					13,90	
							Mittelwert:		75,17	12,57
							Standart.		40,22	4,48
31	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 37 C□ C:0602000799					70,50	
32	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 37 C□ C:0602000801					159,30	22,54
33	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 37 C□ C:0602000802					139,60	19,75
34	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 37 C□ C:0602000803					207,60	29,37

35	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	159,20	22,52
				C:0602000804					
36	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	238,40	33,73
				C:0602000805					
37	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	127,60	18,05
				C:0602000806					
38	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	167,80	23,74
				C:0602000807					
39	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	155,90	22,06
				C:0602000808					
40	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	174,80	24,73
				C:0602000809					
							Mittelwert:	160,07	24,05
							Standart.	44,95	4,82
55 V	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	117,30	16,59
				C:0602000809					
57	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	229,20	32,43
				C:0602000809					
60	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	174,70	24,71
				C:0602000810					
63	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	87,90	12,44
				C:0602000811					
64	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	45,40	
				C:0602000812					
67	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	47,80	6,76
				C:0602000814					
70	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	131,10	18,55
				C:0602000815					
71	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	191,00	27,02
				C:0602000816					
72	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	176,40	24,96

			C:0602000817						
73	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	37 C□	101,00	14,29		
						C:0602000818			
						Mittelwert:	130,18	19,75	
						Standart.	8,13	8,13	
14	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8	Thermo.	114,50	16,20		
						+□37°C			
15	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8	Thermo.	95,80	13,55		
						+□37°C			
18	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8	Thermo.	136,70	19,34		
						+□37°C			
20	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008	Thermo.				
						+□37°C			
22	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8	Thermo.	106,00	15,00		
						+□37°C			
26	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8	Thermo.	126,80	17,94		
						+□37°C			
27	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8	Thermo.	169,60	23,99		
						+□37°C			
28	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8	Thermo.	140,60	19,89		
						+□37°C			
29	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8	Thermo.	67,10	9,49		
						+□37°C			
30	Bovin	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8	Thermo.	120,00	16,98		
						+□37°C			
Bovin							Mittelwert:	119,68	16,93

					Standart.	29,20	4,13
87	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8 33 A	Thermo. +□37°C		
42	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8 33 A		123,20	17,43
43	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8 33 A		178,80	25,30
44	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8 33 A		195,40	27,64
45	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 33 A		174,70	24,71
46	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8 33 A		165,60	23,43
48	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8 33 A			
49	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8 33 A		204,90	28,99
51	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8 33 A		109,60	15,51
52	Bovin	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 00 8 33 A		189,20	26,77
					Mittelwert	167,68	23,72
					Standart.	34,11	4,83
47	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 C:0602000808	Thermo. +□37°C	183,30	25,93
50	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 C:0602000808	Thermo. +□37°C	82,70	11,70
53	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 C:0602000808	Thermo. +□37°C	174,50	24,69

85	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.	59,30	8,39
					C:0602000808	+□37°C	
56	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.	161,60	22,86
					C:0602000808	+□37°C	
58	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.	105,30	14,90
					C:0602000810	+□37°C	
84	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.		
					C:0602000811	+□37°C	
61	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.	121,20	17,15
					C:0602000814	+□37°C	
62	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.	124,80	17,66
					C:0602000815	+□37°C	
65	Bovin	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.	142,50	20,16
					C:0602000818	+□37°C	
					Mittelwert:	128,36	18,16
					Standart.	41,69	5,90
74 b w V	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.	32,60	4,61
					C:0602000823	+□37°C	
75 b w	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.		
					C:0602000824	+□37°C	
76 b w	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.		
					C:0602000825	+□37°C	
77 b w	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.	52,70	7,46
					C:0602000826	+□37°C	
78 b w	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418	Thermo.	74,10	10,48
					C:0602000827	+□37°C	

79 b w	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000828	437418	Thermo. +□37°C		
80 b w	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000829	437418	Thermo. +□37°C	33,00	4,67
81 b w	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000831	437418	Thermo. +□37°C	71,10	10,06
82 b w	Bovin	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000832	437418	Thermo. +□37°C	42,40	6,00
83 b w		Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000833	437418	Thermo. +□37°C	135,90	19,23
						Mittelwert:	63,11	8,93
						Standart.	36,19	5,12
91	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	207,10	29,30
92	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	25,60	
93	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	158,30	22,39
94	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	92,00	13,02
95	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	166,30	23,53
96	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	146,40	20,71
97	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	202,70	28,68
98	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	133,20	18,84
99	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	151,40	21,42

			33 A						
101 V	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	86,10	12,18	
			Mittelwert:				136,91	21,12	
			Standart.				55,66	5,94	
161	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000831	437418	37 C□	124,00	17,54	
154	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000832	437418	37 C□	116,90	16,54	
162	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000833	437418	37 C□	221,30	31,31	
181	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000834	437418	37 C□	132,40	18,73	
116	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000835	437418	37 C□	138,30	19,57	
176	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000836	437418	37 C□	108,40	15,34	
182	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000837	437418	37 C□	219,70	31,08	
183	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000838	437418	37 C□	179,20	25,35	
120	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000839	437418	37 C□	206,10	29,16	
180	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000841	437418	37 C□	176,80	25,01	
						Mittelwert:	162,31	22,96	
						Standart.	43,58	6,17	
100	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	47,2	6,68	
171	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	37 C□	83,2	11,77	

133	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A	63,7	9,01
134	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A	134	18,96
135	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A	79,9	11,30
136	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A	42,6	6,03
137	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A	43,5	6,15
138	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A	137,3	19,42
139	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A	60,9	8,62
140	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ Bond 008 37 C□ 33 A	137,6	19,47
					Mittelwert:	82,99 11,74
					Standart.	39,26 5,55
151	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 37 C□ C:0602000833	139,2	19,69
152	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 37 C□ C:0602000834		
155	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 37 C□ C:0602000835	42,8	6,05
156	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 37 C□ C:0602000836	110,9	15,69
157	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 37 C□ C:0602000837	103,2	14,60
160	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 37 C□ C:0602000838	42,9	6,07
162	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad 437418 37 C□	56,6	8,01

			C:0602000839						
165	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	43,9	6,21
					C:0602000841				
166	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	90,9	12,86
					C:0602000841				
167	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime	437388/Ad	437418	37 C□	74,5	10,54
					C:0602000841				
							Mittelwert:	78,32	11,08
							Standart.	34,88	4,93
102	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer	00590A/	Bond 008	Thermo.	82,40	11,66
				33 A			+□37°C		
103	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer	00590A/	Bond 008	Thermo.	66,10	9,35
				33 A			+□37°C		
104	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer	00590A/	Bond 008	Thermo.	47,30	
				33 A			+□37°C		
105	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer	00590A/	Bond 008	Thermo.	137,70	19,48
				33 A			+□37°C		
106	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer	00590A/	Bond 008	Thermo.	99,20	14,03
				33 A			+□37°C		
107	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer	00590A/	Bond 008	Thermo.	94,70	13,40
				33 A			+□37°C		
108	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer	00590A/	Bond 008	Thermo.	134,20	18,99
				33 A			+□37°C		
109 V	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer	00590A/	Bond 008	Thermo.	86,70	12,27
				33 A			+□37°C		
110	Human	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer	00590A/	Bond 008	Thermo.	165,20	23,37
				33 A			+□37°C		

111	Human V	Schmelz	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	Thermo. +□37°C	193,20	27,33
						Mittelwert:	110,67	16,65
						Standart.	45,74	6,00
122	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000842	437418	Thermo. +□37°C	188,20	26,62
123	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000843	437418	Thermo. +□37°C	176,80	25,01
124	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000844	437418	Thermo. +□37°C	153,20	21,67
125	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000845	437418	Thermo. +□37°C	228,90	32,38
126	Human	Schmelz X	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000846	437418	Thermo. +□37°C	197,00	27,87
127	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000847	437418	Thermo. +□37°C	194,80	27,56
128	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000848	437418	Thermo. +□37°C	94,70	13,40
129	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000849	437418	Thermo. +□37°C	200,10	28,31
130	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000850	437418	Thermo. +□37°C	171,30	24,23
131	Human	Schmelz	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000852	437418	Thermo. +□37°C	188,70	26,70
						Mittelwert:	179,37	25,38
						Standart.	35,78	5,06

141	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	Thermo. +□37°C	98,2	13,89
142	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	Thermo. +□37°C	177,2	25,07
143	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	Thermo. +□37°C	48,4	6,85
144	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	Thermo. +□37°C	153,9	21,77
145	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	Thermo. +□37°C	125,2	17,71
146	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	Thermo. +□37°C	58,5	8,28
147	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	Thermo. +□37°C	159,8	22,61
148	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	Thermo. +□37°C	48	6,79
149	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	Thermo. +□37°C	81,4	11,52
150	Human	Dentin	Clearfil-SE-Bond	Primer 00590A/ 33 A	Bond 008	Thermo. +□37°C	134,8	19,07
						Mittelwert:	108,54	15,36
						Standart.	48,30	6,83
168	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000842	437418	Thermo. +□37°C	110,9	15,69
169	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime 437388/Ad C:0602000843	437418	Thermo. +□37°C	112,7	15,94

170	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime C:0602000844	437388/Ad	437418	Thermo. +□37°C	91,1	12,89
172	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime C:0602000845	437388/Ad	437418	Thermo. +□37°C		
173	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime C:0602000846	437388/Ad	437418	Thermo. +□37°C	50,9	7,20
174	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime C:0602000847	437388/Ad	437418	Thermo. +□37°C	117,5	16,62
175	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime C:0602000848	437388/Ad	437418	Thermo. +□37°C	128,7	18,21
177	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime C:0602000849	437388/Ad	437418	Thermo. +□37°C	189,7	26,84
178	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime C:0602000850	437388/Ad	437418	Thermo. +□37°C	134,3	19,00
179	Human	Dentin	OptiBond FL	Prime C:0602000852	437388/Ad	437418	Thermo. +□37°C	69,5	9,83
							Mittelwert:	111,70	15,80
							Standart.	40,03	5,66

Tabelle11: Ergebnisse der Frakturanalyse (D= Dentin, E= Schmelz, O= OptiBond FL, C= Clearfil SE Bond, B= boviner zahn, H= Humanerzahn, 24h= kein Temperaturlastwechsel, TC= mit Temperaturlastwechsel, Ad= adhäsiver Bruch zwischen Zahnoberfläche/Resin, KO Resin= kohäsiver Bruch im Kunststoff, = kohäsiver Bruch in der Zahnhartsubstanz, KO Summe= Summe aller kohäsiven Brüche)

Material	Ad Zahn/Resin	KO Resin	KO Zahn	KO Summe
C24hEH	0	0,05	0,95	1

C24hEH	0,45	0,05	0,5	0,55
C24hEH	0	0	1	1
C24hEH	0,7	0	0,3	0,3
C24hEH	0,65	0,05	0,3	0,35
C24hEH	0	0	1	1
C24hEH	0,5	0	0,5	0,5
C24hEH	0	0,2	0,8	1
C24hEH	0,1	0,6	0,3	0,9
C24hEH	0	0,5	0,5	1
CTCEH	0,45	0,05	0,5	0,55
CTCEH	0,7	0	0,3	0,3
CTCEH	0	0,3	0,7	1
CTCEH	0	0,3	0,7	1
CTCEH	0	0	1	1
CTCEH	0	0,05	0,95	1
CTCEH	0	0,2	0,8	1
CTCEH	0	0	1	1
CTCEH	0	0	1	1
CTCEH	0	0,3	0,7	1
C24hDH	0,25	0,55	0,2	0,75
C24hDH	0	0,1	0,9	1
C24hDH	0	0,1	0,9	1
C24hDH	0,4	0,4	0,2	0,6
C24hDH	0	0,6	0,4	1
C24hDH	0,2	0,6	0,2	0,8
C24hDH	0	0,15	0,85	1
C24hDH	0	0,3	0,7	1
C24hDH	0,2	0	0,8	0,8
C24hDH	0,5	0	0,5	0,5
CTCDH	0	0,6	0,4	1
CTCDH	0	0,8	0,2	1
CTCDH	0	0	1	1
CTCDH	0	0,05	0,95	1
CTCDH	0	0,2	0,8	1
CTCDH	0	0	1	1
CTCDH	0	0,4	0,6	1
CTCDH	0	0	1	1
CTCDH	0	0	1	1
CTCDH	0	0	1	1
C24hEB	0,6	0,15	0,25	0,4
C24hEB	0	0,15	0,85	1
C24hEB	0,8	0,1	0,1	0,2
C24hEB	0	0,3	0,7	1
C24hEB	0	0,1	0,9	1
C24hEB	0	0,4	0,6	1
C24hEB	0	0,5	0,5	1
C24hEB	0	0,3	0,7	1
C24hEB	0,45	0,3	0,25	0,55
C24hEB	0	0,45	0,55	1
CTCEB	0,97	0,03	0	0,03

CTCEB	0,7	0	0,3	0,3
CTCEB	0	0,05	0,95	1
CTCEB	0	0,6	0,4	1
CTCEB	0	0	1	1
CTCEB	0	0,03	0,97	1
CTCEB	0	0,1	0,9	1
CTCEB	0,95	0,05	0	0,05
CTCEB	0	0,6	0,4	1
CTCEB	0	0,2	0,8	1
C24hDB	0,05	0,05	0,9	0,95
C24hDB	0	0,5	0,5	1
C24hDB	0	0,2	0,8	1
C24hDB	0,45	0,05	0,5	0,55
C24hDB	0	0,1	0,9	1
C24hDB	0,9	0,1	0	0,1
C24hDB	0	0,1	0,9	1
C24hDB	0	0,45	0,55	1
C24hDB	0	0,1	0,9	1
C24hDB	0,8	0,2	0	0,2
CTCDB	0	0,05	0,95	1
CTCDB	0	0,1	0,9	1
CTCDB	0,45	0,35	0,2	0,55
CTCDB	0	0,3	0,7	1
CTCDB	0	0,3	0,7	1
CTCDB	0,3	0,5	0,2	0,7
CTCDB	0	0,1	0,9	1
CTCDB	0,2	0,5	0,3	0,8
CTCDB	0	0,4	0,6	1
CTCDB	0	0	1	1
O24hEH	0	0,1	0,9	1
O24hEH	0	0	1	1
O24hEH	0	0,2	0,8	1
O24hEH	0	0,05	0,95	1
O24hEH	0	0	1	1
O24hEH	0	0,1	0,9	1
O24hEH	0	0,05	0,95	1
O24hEH	0	0	1	1
O24hEH	0	0	1	1
O24hEH	0	0,2	0,8	1
OTCEH	0	0	1	1
OTCEH	0	0,03	0,97	1
OTCEH	0	0	1	1
OTCEH	0	0,55	0,45	1
OTCEH	0	0	1	1
OTCEH	0	0,1	0,9	1
OTCEH	0	0,15	0,85	1
OTCEH	0	0,3	0,7	1
OTCEH	0,6	0	0,4	0,4
OTCEH	0	0,05	0,95	1
O24hDH	0	0,05	0,95	1

O24hDH	0	0	1	1
O24hDH	0	0	1	1
O24hDH	0	0,25	0,75	1
O24hDH	0	0,3	0,7	1
O24hDH	0	0,1	0,9	1
O24hDH	0	0,2	0,8	1
O24hDH	0	0,25	0,75	1
O24hDH	0	0	1	1
O24hDH				
OTCDH	0	0,25	0,75	1
OTCDH	0	0	1	1
OTCDH	0	0,05	0,95	1
OTCDH	0	0,05	0,95	1
OTCDH	0	0,7	0,3	1
OTCDH	0	0,7	0,3	0
OTCDH	0	0,05	0,95	1
OTCDH	0	0	1	1
OTCDH	0	0	1	1
OTCDH	0	0,1	0,9	1
O24hEB	0,5	0	0,5	0,5
O24hEB	0	0,4	0,6	1
O24hEB	0	0,1	0,9	1
O24hEB	0	0,1	0,9	1
O24hEB	0	0,05	0,95	1
O24hEB	0	0	1	1
O24hEB	0	0,2	0,8	1
O24hEB	0,5	0,3	0,2	0,5
O24hEB	0	0,05	0,95	1
O24hEB	0,3	0,05	0,65	0,7
OTCEB	0	0,75	0,25	1
OTCEB	0	0,4	0,6	1
OTCEB	0,2	0,2	0,6	0,8
OTCEB	0	0,5	0,5	1
OTCEB	0	0	1	1
OTCEB	0	0,2	0,8	1
OTCEB	0	0,1	0,9	1
OTCEB	0	0	1	1
OTCEB	0	0,05	0,95	1
OTCEB	0	0,15	0,85	1
O24hDB	0	0,5	0,5	1
O24hDB	0,3	0,15	0,55	0,7
O24hDB	0,7	0,25	0,05	0,3
O24hDB	0,45	0,55	0	0,55
O24hDB	0	0,4	0,6	1
O24hDB	0	0,15	0,85	1
O24hDB	0,3	0,2	0,5	0,7
O24hDB	0,05	0,5	0,45	0,95
O24hDB	0	0,8	0,2	1
O24hDB	0	0,1	0,9	1
OTCDB	0,2	0,3	0,5	0,8

OTCDB	0,5	0	0,5	0,5
OTCDB	0	0	1	1
OTCDB	0	0	1	1
OTCDB	0,9	0,1	0	0,1
OTCDB	0	0	1	1
OTCDB	0,85	0	0,15	0,15
OTCDB	0	0,2	0,8	1
OTCDB	0,3	0,3	0,4	0,7
OTCDB	0,65	0	0,35	0,35

10.6 Danksagung

Die vorliegende Dissertation wurde in der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde der Westdeutsche Kieferklinik des Universitätsklinikums Düsseldorf unter der Leitung von Herrn Univ.- Prof. Dr. Dr. Thomas Beikler angefertigt. An dieser Stelle möchte ich mich bei all denen bedanken, die mich auf vielfältige Weise bei meiner Arbeit unterstützten:

- bei Herrn Prof. Dr. Ralf Janda für die Überlassung des Themas, die Betreuung bei der Anfertigung der Arbeit, sowie seiner scheinbar niemals endenden Geduld bei Fragen und Korrekturen

- bei Herrn Dr. Stefan Rüttermann für die Hilfe bei den verschiedensten Problemen und Fragstellungen

- bei Frau Dr. Marion Seltsmann und Frau Dr. Nora Bergmann für die Zeit, die sich beide immer wieder genommen haben, um mir mit Rat und Tat zur Seite zu stehen

- bei Frau Judit Hahner und Frau Guoying Yang für die freundliche Betreuung im Labor für Werkstoffkunde der Poliklinik für Zahnerhaltung

Mein Dank gilt nicht zuletzt meiner Familie, meinen Freunden und Kollegen, insbesondere Alexander und seinen Eltern, die mich alle während meiner gesamten Ausbildung unterstützten und mir die notwendige Ruhe und Sicherheit für die Erstellung dieser Arbeit gaben.

Meinem Partner Sven Kuhlen war mir während der letzten Phase der Arbeit ein unermüdlicher Diskussionspartner, hat mich mit unzähligen kreativen Ideen und fachlichen Tipps stets motivierend begleitet - ihm gebührt mein besonderer Dank.

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Hiermit erkläre ich, die vorliegende Arbeit in allen Teilen selbständig verfasst zu haben. Es wurden keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel und Quellen genutzt.

Anika Braun