

Aus der Abteilung Präventive Zahnmedizin, Parodontologie und Kariologie
(komm. Leiter: Prof. Dr. med. dent. M. Hülsmann)
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Randschlussuntersuchung von Kompositfüllungen unter Einfluss von
Brauchwasserdesinfektionsmitteln zahnärztlicher Behandlungseinheiten**

INAUGURAL – DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades für Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von
Franziska Fischer, geb. Boven
aus
Haselünne

Göttingen 2013

Dekan: Prof. Dr. rer. nat. H.K. Kroemer

1. Berichtstatter: Prof. Dr. med. dent. Mausberg

2. Berichtstatter/in: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Kramer

3. Berichtstatter/in: Prof. Dr. med. Oppermann

Tag der mündlichen Prüfung: 3.12.2013

Inhalt

1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1 Schmelz.....	3
2.2 Dentin.....	3
2.3 Adhäsive Fülltechnik.....	4
2.3.1 Schmierschicht.....	4
2.3.2 Schmelzhaftung	5
2.3.3 Dentinhaftung	6
2.4 Adhäsivsysteme	7
2.4.1 Einteilung:	8
2.4.2 Etch and Rinse-Adhäsive	10
2.4.3 Mehrflaschensysteme	11
2.4.4 Einflaschensysteme	12
2.5 Komposite	12
2.5.1 Bestandteile	13
2.5.2 Einteilung	15
2.5.3 Materialeigenschaften	17
2.6 Brauchwasserdesinfektionsmittel zahnärztlicher Behandlungseinheiten.....	18
2.7 Angewandte Testverfahren	19
2.7.1 Thermische Wechselbelastung	19
2.7.2 Farbstoffpenetrationstest.....	20
3. Versuchsplanung	21
4. Material und Methodik	23
4.1 Material	23
4.1.1 Zähne.....	23
4.1.2 Desinfektionsmittel	23
4.1.3 Dentinhaftvermittler und Komposite.....	24
4.2 Methodik	25
4.2.1 Vorbereiten der Zahnärztlichen Behandlungseinheiten.....	25
4.2.2 Herstellung der Probenkörper.....	26
4.2.3 Thermische Wechselbelastung	31
4.2.4 Farbpenetration.....	31

4.2.5 Sägen der Prüfkörper	32
4.2.6 Betrachtung des Randschlusses	33
5. Ergebnisse	36
5.1 Übersicht	36
5.2 24-Stunden-Versuch für Reader 1	39
5.2.1 Schmelz	39
5.2.2 Dentin	39
5.3 180-Tage-Versuch für Reader 1	40
5.3.1 Schmelz	40
5.3.2 Dentin	41
5.4. Auswertung nach Flaschensystemen für Reader 1	42
5.4.1 Einflaschensystem	42
5.4.2 Mehrflaschensystem	43
5.5 24-Stunden-Versuch für Reader 2	44
5.5.1 Schmelz	44
5.5.2 Dentin	44
5.6 180-Tage-Versuch für Reader 2	45
5.6.1 Schmelz	45
5.6.2 Dentin	46
5.7 Auswertung nach Flaschensystemen für Reader 2	47
5.7.1 Einflaschensystem	47
5.7.2 Mehrflaschensystem	48
5.8 Zusammenfassung	48
6. Diskussion	49
6.1 Diskussion der Materialien	49
6.1.1 Zähne	49
6.1.2 Bonding und Komposit	50
6.1.3 Brauchwasserdesinfektionsmittel	50
6.2. Diskussion der Methodik	51
6.2.1 In-vitro-Untersuchung	51
6.2.2 Design der Kavität	52
6.2.3 Ausarbeitung und Politur	52
6.2.4 Lagerung	53
6.2.5 Thermische Wechselbelastung	54
6.2.6 Farbstoffpenetration	54

6.3 Diskussion der Ergebnisse	55
6.4 Schlussfolgerung.....	57
7. Zusammenfassung.....	58
8. Literaturverzeichnis	59
9. Tabellarischer Anhang: Tab. 10, 11.....	71
10. Anhang.....	73
10.1 Materialliste.....	73
10.2. Abbildungsverzeichnis	74
10.3. Tabellenverzeichnis.....	75
10.4. Abkürzungsverzeichnis.....	76

1. Einleitung

Der Wunsch nach zahnfarbenen Restaurationen und die Ablehnung von Amalgam als Füllwerkstoff wuchsen in den letzten Jahrzehnten kontinuierlich. In Zeiten wirtschaftlicher Unsicherheit sollte zusätzlich der Kostenfaktor der Restaurationen gesenkt und die Bioverträglichkeit erhöht werden. Indirekte Restaurationen geben hier die Möglichkeit einer sehr hochwertigen Versorgung, können aber durch Kostenintensität und aufwendigere Behandlung keine Standardversorgung darstellen. Mit der Einführung der Komposite 1962 durch Bowen und der Entwicklung der Schmelz-Ätz-Technik 1955 durch Buonocore wurde eine realisierbare Alternative geboten (Buonocore 1963).

Waren zunächst die materialtechnischen Mängel wie große Polymerisationsschrumpfung und geringe Abrasionsfestigkeit ein Hindernis, Komposite in einem breiten Anwendungsspektrum zu verwenden (Lambrechts et al. 1988, Lutz et al. 1984), so sind sie heute nach Meinung der deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (i. F. DGZMK) universell einsetzbar. Dies beinhaltet auch den Ersatz kaulasttragender Bereiche. Die Präparation kann so rein defektorientiert und minimalinvasiv bleiben. Dies kann als weiterer Vorteil gegenüber den indirekten Restaurationen angesehen werden.

Die Befestigung des Komposits am Zahnschmelz konnte durch dessen geringen Feuchtigkeitsgehalt und den niedrigen anorganischen Anteil schon früh relativ unproblematisch und sicher hergestellt werden (Cheung 1990b, De Munck et al. 2005). Die Ausdehnung der Kavitäten und die Ausweitung im kaulasttragenden Bereich machten aber auch die Befestigung des Komposits am Dentin notwendig. Dies konnte allerdings durch den höheren Feuchtigkeitsgehalts des Dentins nicht so einfach bewerkstelligt werden (Dietrich et al 2000, Manhart et al. 2004, De Munck et al. 2005, Buonocore 1981). Auf Grund der unzureichenden Dentinhaftung und der Polymerisationsschrumpfung des Komposits konnten Bakterien, Farbpigmente und Speichelbestandteile unterhalb der Füllung eindringen, welche im Anschluss daran zu Randverfärbungen, Hypersensibilitäten, und Spannungen innerhalb der Füllung führen konnten. Gegebenenfalls konnte eine Sekundärkaries entstehen (Davidson et al. 1984, Pashley DH und Pashley EL 1991, Tantbiroj et al. 2004, Vanherle et al. 1989). Erst Mitte der 1990er Jahre wurden Adhäsivsysteme mit einer annehmbaren Dentinhaftung etabliert (Haller 1994, Frankenberger 2002, Frankenberger et al. 2004b).

Auf Grund dessen, dass Kompositmaterialien keinen Haftverbund mit Zahnhartsubstanz eingehen, stellen Adhäsivsysteme den Verbundmechanismus zwischen Zahn und plastischem Füllungsmaterial sicher (Hellwig et al. 2009). Adhäsivsysteme funktionieren entweder nach der sogenannten Etch-and-Rinse-Technik oder nach der sogenannten Self-Etch-Technik. Ziel ist es, die Oberflächen von Schmelz und Dentin so zu verändern, dass durch mikromechanische Haftung ein fester Verbund zwischen Zahn und Komposit entstehen kann (Frankenberger und Tay 2005).

Obwohl in den letzten Jahrzehnten große Fortschritte in der Weiterentwicklung der Adhäsive und Komposite erzielt wurden, war die Randspaltbildung mit ihren möglichen Folgen weiterhin ein großes Problem in der restaurativen Zahnheilkunde (Cheung 1990a, Hickel und Manhart 2001, Lambrechts et al. 1988, Lutz et al. 1984, Vanherle et al. 1989).

Neben den eigentlichen Verbundmaterialien können auch andere Wirkstoffe wie Chlorhexidin-haltige Lösungen oder Brauchwasserdesinfektionsmittel einen Einfluss auf die Ausbildung eines funktionellen Verbundes haben, da sie mit dem zu restaurierenden Zahn in Berührung kommen. Der Gebrauch von Desinfektionsmitteln hat in der steigenden Anzahl von sogenannten Risikopatienten, wie immunsupprimierten Patienten oder Patienten mit einem Endokarditisrisiko, weiter an Wert gewonnen, da für diese Patientengruppe eine potentielle Bakteriämie ein enormes Gesundheitsrisiko darstellt (Katz et al. 1990, Shearer BG 1996). In integrierten Desinfektionsanlagen der Behandlungseinheiten werden deshalb dauerhaft geringe Konzentrationen eines Desinfektionsmittels dem Brauchwasser zugesetzt. Die Inhaltsstoffe dieser Desinfektionsmittel sind herstellerabhängig und in der Regel auf Wasserstoffperoxid- oder EDTA-Basis hergestellt, die sich jedoch nicht im Wirkspektrum unterscheiden. Sie kommen während der Präparation mit dem Zahn in Kontakt und können auf der Zahnhartsubstanz verbleiben und gegebenenfalls mit den in der Behandlung verwendeten Adhäsivmaterialien reagieren. Bisher wurde der Einfluss von Brauchwasserdesinfektionsmitteln auf das Randspaltverhalten von Kompositfüllungen nicht einwandfrei geklärt.

Ziel dieser Studie war es, die Randqualität von Kompositfüllungen unter Einfluss von Brauchwasserdesinfektionsmitteln nach thermischer Wechselbelastung in einem Lang- und Kurzzeitversuch zu untersuchen und eine Kontrollgruppe gegenüberzustellen.

Neben der Kontrollgruppe wurde als weiteres gängiges Desinfektionsmittel Chlorhexidindigluconat und ebenfalls dessen Einfluss auf das Randspaltverhalten untersucht.

2. Literaturübersicht

2.1 Schmelz

Zahnschmelz ist die äußerste Schicht des menschlichen Zahns. Er ist im Gegensatz zu Dentin kein lebendes Gewebe, sondern das mineralisierte Endprodukt der sekretorischen Ameloblasten (Schroeder 2000). Diese Zellen ektodermalen Ursprungs sind dazu in Lagen angeordnet. Der Schmelz entsteht nach Bildung einer Schmelzmatrix, die initial mineralisiert. Die Matrix wird anschließend zurückgebildet und es erfolgt eine sekundäre Mineralisation und Reifung des Zellprodukts, das dann als Zahnschmelz bezeichnet wird (Schroeder 2000).

Die Schmelzdicke nimmt bei der Bildung innerhalb des Zahnkeims kontinuierlich von innen nach außen in Wanderungsrichtung der Ameloblasten zu, die sich entgegengesetzt zu den Odontoblasten an die Zahnoberfläche bewegen (Schroeder 2000).

Ausgereifter Zahnschmelz besteht zu ca. 93-98 Gew.% aus anorganischen Verbindungen, zu 1,5-4 Gew.% aus Wasser und aus organischen Substanzen (Hellwig et al. 2009). Der anorganische Anteil des Schmelzes besteht hauptsächlich aus Kalzium und Phosphor. Nur zu geringen Anteilen sind Natrium, Magnesium, Chlor und Kalium vorhanden. Die Mineraldichte des Schmelzmantels unterliegt starken Schwankungen, nimmt aber von der Oberfläche zur Schmelzdentingrenze hin kontinuierlich ab (Robinson et al. 1981).

Durch die kontinuierliche Wasserabnahme während der Schmelzreifung findet sich der größte Teil des Wassers im ausgereiften Schmelz in der Hydratationsschale, die die einzelnen Hydroxylapatitkristalle umgibt. Der kleinere Teil befindet sich gelöst in der organischen Matrix (Schroeder 2000). Diese Matrix besteht im Wesentlichen aus Proteinen (ca. 58%), Lipiden (ca. 40%) und Spuren von Kohlenhydraten, Laktat und Ziträt (Hellwig et al. 2009) und liegt in Form von Schmelzbüscheln hauptsächlich im inneren Drittel des Schmelzmantels vor.

2.2 Dentin

Dentin macht den Großteil des menschlichen Zahns aus. Es befindet sich sowohl im koronalen als auch im apikalen Anteil. Es ist ein lebendes Gewebe, da es auf Reize oder Noxen mit funktioneller Anpassung der odontoblastischen Leistung reagiert (Schroeder 2000). Aus diesem Grund wird das Dentin heute mit der Pulpa als eine Einheit angesehen (Hellwig et al. 2009).

Dentin wird in einem komplexeren Vorgang als Schmelz gebildet und ist in mehreren Schichten aufgebaut. Nachdem sich die Odontoblasten beginnen zu differenzieren, scheiden sie in der initialen Phase der Dentinogenese das sogenannte Manteldentin aus. Es wird als Produkt noch nicht voll ausdifferenzierter Odontoblasten angesehen. Die Odontoblasten begin-

nen sich vom inneren Schmelzepithel zurückzuziehen. Aus diesem Grund verläuft das Manteldentin parallel zur Schmelz-Dentin-Grenze (Schroeder 2000).

Dentin kann grundsätzlich so lange gebildet werden, wie ein Zahn vital ist. Als Primärdentin bezeichnet man das Dentin, das bis zum Abschluss des Wurzelwachstums entsteht, also auch noch nach Zahndurchbruch. Sekundärdentin bildet sich regulär nach Abschluss des Wachstums und Tertiär- oder Reizdentin bildet sich, solange der Zahn vital ist, auf Reize als lokale Abwehrbarriere (Hellwig et al. 2009). Dentin ist in seiner Zusammensetzung sehr vom Schmelz zu unterscheiden, ähnelt aber stark dem menschlichem Knochen. 70 Gew.% des Dentins sind anorganisch und 20 Gew.% organisch. Dentin enthält ca. 10 Gew.% Wasser, welches sich hauptsächlich als Dentinliquor in den Dentinkanälchen befindet.

Die anorganische Phase besteht hier wie im Schmelz auch hauptsächlich aus Hydroxylapatit, die Kristalle sind jedoch kürzer (60-70 nm) und schmaler (20-35nm). Die organischen Bestandteile bestehen zu 91-92% aus kollagenen (hauptsächlich Kollagen Typ 1, weniger Typ 5) und zu 8-9% aus nichtkollagenen Bestandteilen, wodurch es eine relative Elastizität und Formbarkeit behält.

2.3 Adhäsive Fülltechnik

1955 legte Buonocore mit Einführung der Schmelz-Ätz-Technik den Grundstein für eine adhäsive Füllungstherapie in der Zahnmedizin (Buonocore 1955 und 1963, Buonocore et al. 1968). Die Fülltechnik mit Kompositmaterialien ist jedoch seit ihrer Erfindung immer noch biologischen und materialtechnischen Grenzen unterworfen. Es wurden hier in den letzten Jahren enorme Fortschritte in der Entwicklung gemacht. Dennoch ist die Verwendung von Adhäsivmaterialien weiterhin unerlässlich. Dies ist zum einen bedingt durch die Non-Konformität von hydrophobem Komposit und hydrophilem Dentin und zum anderen durch die Schrumpfung des Komposit um 2-3 Vol.-%. Die Adhäsivmaterialien dienen somit als Haftvermittler im Verbundsystem. Ohne sie würde es initial durch die Polymerisations-schrumpfung und später durch den schlechten Wärmeausdehnungskoeffizienten zu einer Nichtanlagerung des Füllungsmaterials an die Kavitätenwände kommen (Eick et al. 1993, Haller 1994).

2.3.1 Schmierschicht

Die rotierende Präparation bewirkt sowohl auf dem Schmelz als auch auf dem Dentin die Ausbildung einer sogenannten Schmierschicht oder Smearlayer (Eick et al. 1970, Gwinnett 1984, Haller 1992, Hellwig et al. 2009). Sie ist weder mit einem Wattepalett noch mit Wasserspray zu entfernen, sondern kann nur durch den Einfluss von Säuren aufgelöst werden (Hellwig et al. 2009). Die Zusammensetzung ist jedoch auf Grund der verschiedenen Zahnhartsubstanzen unterschiedlich. In der Schmierschicht von Schmelz findet man hauptsäch-

lich anorganische Bestandteile. Sie ist ungefähr 0,5-5 µm dick. Es sind hier nicht nur mineralische Anteile sondern auch Bakterien, Wasser, Kollagenfasern, Dentinliquor und zerstörte Odontoblastenfortsätze zu finden (Lutz et al. 1993, Pashley DH 1992a, Swift et al. 1995, Hellwig et al. 2009). Diese Schmierschicht kann allerdings auch 2-6 µm tief in die eröffneten Dentintubuli gepresst werden, wodurch die Pulpa nach der Präparation vor exogenen Einflüssen geschützt werden kann (Swift et al. 1995, Lutz et al. 1993). Hierdurch werden die Bakterienpenetration in die Tubuli und der Austritt von Dentinliquor verzögert (Bowen et al. 1984, Gwinnett 1984, Pashley 1990). Es können jedoch auch Bakterien in der Schmierschicht verbleiben, die an der Restaurationsgrenze im Anschluss zu Sekundärkaries und Schmerzempfindung führen können (Haller 1992, Lutz et al. 1993, Swift et al. 1995). Die Schmierschicht kann die Adhäsion der jeweiligen Zahnhartsubstanz mit dem Haftvermittler- oder auch Bondingsystem beeinflussen. Je nach Haftvermittlersystem wird die Schmierschicht entweder entfernt oder belassen (Pashley 1992). Im Schmelz wird die Schmierschicht bei allen Bondingsystemen durch die Einwirkung von verschiedenen Säuren immer entfernt, da diese Konditionierung den Haftverbund verbessert. Im Dentin ist die Situation abzuwägen. Die nur geringe Haftkraft der Schmierschicht am Dentin ist dem erhöhten Flüssigkeitsaustritt von Dentinliquor aus den durch Säureeinfluss erweiterten Tubuli entgegenzusetzen.

2.3.2 Schmelzhaftung

Durch die Polymerisationsschrumpfung und den ungünstigen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Kompositmaterialien ist die Anwendung eines Adhäsivsystems bei Kompositfüllungen zwingend erforderlich. Die Randqualität würde von dem ungünstigen Wärmeausdehnungskoeffizienten und der Polymerisationsschrumpfung des Komposits zu stark negativ beeinflusst werden (Cheung 1990, Janda 1988, Vanherle et al. 1989). Es würden Randspalten entstehen, die zu Sekundärkaries und Schmerzempfindung führen könnten, die heute immer noch als klinischer Hauptnachteil der Kompositfüllungen angesehen werden (Wilson 2001, Mjör und Jokstad 1993). Erst mit der adhäsiven Verankerung gelang es, diese Probleme zu eliminieren und einen dauerhaften Verbund zwischen Zahn und Komposit herzustellen (Van Meerbeek et al. 1998, 2003, 2004, 2005). Somit ist dem Adhäsivsystem wesentlich mehr Bedeutung beizumessen als dem Komposit. Die Haftung am Schmelz wird dadurch erzielt, dass das Adhäsiv eine mikromechanische Haftung mit dem konditionierten Schmelz eingeht. Durch die Ätzung mit 30-40 %iger Phosphorsäure über einen bestimmten Zeitraum kommt es zur Ausbildung eines mikroretentiven Ätzmusters im Schmelz (Buonocore 1955, Schroeder 2000, Hellwig et al. 2009). Bedingt durch die unterschiedliche Löslichkeit der Prismen in Zentrum und Peripherie entsteht eine größere Oberfläche, die dem Adhäsiv das Durchfließen ermöglicht und durch die Aushärtung zu einem starken Verbund mit dem Zahnschmelz führt (Frankenberger et al. 2000a, De Munck et al. 2005, Kramer et al.

2006). Dazu werden ca. 10 µm der Schmelzoberfläche weggeätzt und darunter ein Ätzmuster mit bis zu 50 µm Rautiefe erzeugt (Frankenberger und Tay 2005, Hellwig et al. 2009). Es kommt zur Ausbildung sogenannter ‚tags‘ und zur interkristallinen Retention (Buonocore 1963, Buonocore et al. 1968, Gwinnett 1966). Das Komposit kann anschließend an die Methacrylatgruppen des Adhäsivs anpolymerisieren. Diese Verbindung erreicht Haftwerte von über 30 MPa (Frankenberger et al. 2004b). Die Haftung ist generell ausreichend, um der Polymerisationsschrumpfung entgegenzuhalten und die Entstehung von Randspalten zu verhindern (Swift et al. 1995). Es ist für einen dauerhaften Erfolg des Haftverbundes darauf zu achten, dass das Adhäsiv auf gesunden Schmelz appliziert wird (Cheung 1990). Der so erzielte Verbund von Zahn und Füllungsmaterial hat sich als zuverlässig und dauerhaft erwiesen (De Munck et al. 2005). Das Vorhandensein von fluoridreichem Schmelz und prismenlosem Schmelz bei Milchzähnen kann die Säurewirkung allerdings auf Grund der erhöhten Resistenz einschränken (Hellwig et al. 2009). Diese Resistenz bedingt wiederum eine verminderte Retention und ist somit einer Anwendungseinschränkung (DGZMK 2005).

2.3.3 Dentinhaftung

Ist es durch den Gebrauch von Säuren relativ einfach geworden, Komposit und Zahn zu verbinden, wird durch den hohen Feuchtigkeitsanteil, die tubuläre Mikrostruktur und den relativ hohen organischen Anteil für den Verbund von Dentin und Komposit ein großes Problem aufgeworfen (Manhart et al. 2004, De Munck et al. 2005, Buonocore 1981). Die Hydrophilie des Dentins und die Hydrophobie des Komposits stehen einander so nicht vereinbar gegenüber (Hellwig et al. 2009). Ein weiteres Problem wird, wie auch im Schmelz, durch die Entstehung der Schmierschicht erzeugt, die während der Präparation entsteht und den Haftverbund erschwert (Ferrari und Tay 2003, Perdigao und Lopez 1999). Erst Mitte der 1990er Jahre wurden Adhäsivsysteme mit einer annehmbaren Dentinhaftung etabliert (Haller 1994, Frankenberger 2002, Frankenberger et al. 2004b).

Das Adhäsiv muss demzufolge zwei Aufgaben übernehmen, zum einen die Haftung am Zahn und zum anderen die Haftung am Komposit. Dies kann einerseits durch mikromechanische und andererseits durch chemische Haftung erreicht werden (Blunck und Haller 1999, Lutz et al. 1993, Swift et al. 1995). Der chemischen Haftung wird heute allerdings wenig Bedeutung beigemessen. Die Schmierschicht kann je nach Art und Vorgabe des Adhäsivsystems erhalten, verändert oder komplett entfernt werden. Da diese jedoch mechanisch instabil ist, hat sich die Auflösung der Schmierschicht durchgesetzt (Haller und Blunck 2003). Die mikromechanische Verankerung entsteht nach Freilegung der Kollagenfasern nach Herauslösen der anorganischen Anteile. Die Verlaufsrichtung der Tubuli spielt für die Dentinhaftung nur eine untergeordnete Rolle (Frankenberger 2002). Das Adhäsiv lagert sich zwischen die Kollagenfasern und in die eröffneten Tubuli (sog. ‚tags‘) an und bildet so eine Hybridschicht aus (Van Meerbeek et al. 1992a).

2.4 Adhäsivsysteme

Da Kompositmaterialien keinen Haftverbund mit Zahnhartsubstanz eingehen, stellen Adhäsivsysteme den Verbundmechanismus zwischen Zahn und plastischem Füllungsmaterial sicher (Hellwig et al. 2009). Sie finden in der minimalinvasiven Fülltechnik und in der Befestigung von keramischen Restaurationen ihre Anwendung. Adhäsivsysteme funktionieren entweder nach Etch-and-Rinse-Technik oder nach der Self-Etch-Technik. Beide Techniken basieren auf 3 Phasen (Tay et al. 1995):

1. **Konditionierung** (mit zusätzlicher Schmierschichtentfernung)
2. **Priming**
3. **Bonding.**

Die **Konditionierung** der Dentin- und Schmelzoberfläche hat die partielle bis vollständige Auflösung der Schmierschicht zur Folge, die während der Präparation einer Kavität entstanden ist. Ziel der Konditionierung ist es, die Oberflächen von Schmelz und Dentin so zu verändern, dass durch mikromechanische Haftung ein Verbund zwischen Zahn und Komposit entstehen kann (Frankenberger und Tay 2005). Als Substanzen werden dafür in der Regel Säuren, wie z.B. Phosphorsäure, Maleinsäure oder Zitronensäure, verwendet. Es können aber auch Komplexbildner wie EDTA (Ethylendiamintetraessigsäure) in Frage kommen (Haller 1994). Schmelz wird dahingehend verändert, dass 10 µm der Schmelzoberfläche weggeätzt werden und in einer Tiefe bis zu 50 µm ein Relief durch Herauslösen der Kristalle entsteht. Im Dentin wird bis ca. 5 µm Tiefe die Oberfläche demineralisiert. Es finden sich dort nach Phosphorsäureätzung nur noch Kollagenfasern (Frankenberger und Tay 2005). Dentin sollte aber in keinem Fall zu tief, also zu lange oder zu stark geätzt werden, da es durch die mangelhafte Penetration des Haftvermittlers zu einer unvollständigen Ausbildung der Hybrid-schicht kommt. Dies ist bedingt durch die größere Oberfläche (Erickson 1992). Dieser nicht vom Haftvermittler ausgefüllte Raum stellt einen Schwachpunkt dar, in den Bakterien und Wasser eindringen können, die anschließend zu hydrolytischen Veränderungen des Dentins und des Adhäsivsystems führen können (Pashley 1992).

Nach White et al. (1994) gilt eine Schädigung der Pulpa durch die Säuren jedoch als unwahrscheinlich. Eine entstehende Pulpenschädigung kommt eher durch Randundichtigkeiten, also durch eindringende Bakterien, oder mangelhafte Versiegelung der Dentintubuli zustande (Cox et al. 1987, Cox 1992).

Als **Priming** versteht man den ersten Schritt des Zahn-Kunststoff-Haftverbunds, bei dem in einem Lösungsmittel enthaltene Monomere in die konditionierte Oberfläche eindringen. Monomere sind z.B. HEMA (Hydroxyethylmethacrylat) oder TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat). Sie verfügen über ein gutes Penetrationsverhalten und unterstützen zudem die

Einlagerung anderer Monomere (Eick et al. 1993). Die Lösungsmittel sind Wasser, Ethanol oder Aceton oder Gemische daraus. Die Monomere sind in dieser Lösung amphiphil und können mit ihrer hydrophilen Gruppe an das Kollagen anlagern (Van Meerbeek et al. 2001). An die hydrophobe Gruppe kann anschließend das Bonding binden (Erickson 1992). Der Primer dichtet die kollagenen Fasern nach der Freilegung gegen die Umgebung ab und präpariert diese für die Applikation des Bondings (Tay und Pashley 2003, Van Meerbeek et al. 2000, Van Meerbeek et al. 2003). Der Primer benötigt allerdings eine ausreichende Einwirkzeit am Dentin (Van Meerbeek et al. 2001). Auch die zu starke Trocknung des Dentins muss vor dem Priming verhindert werden (Perdigao und Frankenberger 2001, Kanca 1992). Durch erneutes Anfeuchten („rewetting“) und das damit verbundene Aufquellen der Kollagenfasern kann aber eine Penetration des Primers und eine Vorbereitung des Dentins gewährleistet werden (Frankenberger et al. 2000, Peumans et al. 2005, Kanca 1992a, Perdigao und Frankenberger 2001).

Als abschließender Schritt vor der Kompositinsertion wird das **Bonding** appliziert. Die meist hydrophobe, zum Teil auch amphiphile Lösung bildet den Verbund zwischen Primer und Füllungsmaterial. An die hydrophoben Monomerendungen des Primers können die Monomerendungen des Bondings mittels Kopolymerisation binden. Dies benötigt eine ausreichende Einwirkzeit. Die Aushärtung dieser Schicht findet meist durch Lichtpolymerisation, durch chemische Reaktionen oder dualhärtende Prozesse statt. Es sollte bei der Applikation darauf geachtet werden, dass eine ausreichende Schichtstärke vorhanden ist, da eine 15 µm dicke Sauerstoffinhibitionsschicht existiert (Van Meerbeek et al. 2001). Das Bonding füllt bei Applikation die Tubulsysteme auf und stabilisiert die Hybridschicht (Perdigao 1995). Es schafft von der elastischen Schicht der Hybridschicht einen fließenden Übergang zum weniger elastischen Komposit. Vor dem Einbringen des Komposits sollten die Monomere allerdings vollständig polymerisiert sein, da es sonst zu einem Herauslösen durch die Kontraktion des Komposits kommen kann (Van Meerbeek et al. 1993).

2.4.1 Einteilung:

Während noch bis vor kurzem die Einteilung der Adhäsivsysteme nach Generationen, also eine chronologische Einteilung, bevorzugt wurde, ist es nach heutigem Kenntnisstand und Weiterentwicklung der Materialien sinnvoller, die Einteilung nach Wirkmechanismus und Anzahl der Applikationsschritte vorzunehmen. Es werden Systeme nach dem Wirkmechanismus der Etch-and-Rinse-Technik (früher Total-Etch-Technik) von selbstkonditionierenden Systemen (Self-Etch-Technik) unterschieden. Bei älteren Systemen, die erste klinische Erfolge aufwiesen, wurde der Schmelz selektiv geätzt (Krejci et al. 1992). Die folgende Tabelle 1 zeigt eine aktuelle Einteilung der Adhäsivsysteme.

Tabelle 1: Einteilung der Adhäsivsysteme (nach Frankenberger 2008 S. 51f.)

4-Schritt-Selective-Etch			
<u>Phosphorsäure</u>	<u>Primer 1</u>	<u>Primer 2</u>	<u>Bonding</u>
nur Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

Bsp.: Syntac®

4-Schritt-Etch-and-Rinse			
<u>Phosphorsäure</u>	<u>Primer 1</u>	<u>Primer 2</u>	<u>Bonding</u>
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

Bsp.: Syntac®

3-Schritt-Selective-Etch			
<u>Phosphorsäure</u>	<u>Primer 1</u>	<u>Primer 2</u>	<u>Bonding</u>
nur Schmelz	Mischen und auf Schmelz/Dentin applizieren		Schmelz/Dentin

Bsp.: A.R.T.Bond ®

3-Schritt-Etch-and-Rinse			
<u>Phosphorsäure</u>	<u>Primer 1</u>	<u>Primer 2</u>	<u>Bonding</u>
Schmelz/Dentin	Mischen und auf Schmelz/Dentin applizieren		Schmelz/Dentin

Bsp.: A.R.T.Bond ®

<u>Phosphorsäure</u>	<u>Primer</u>	<u>Bonding</u>
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

Bsp.: OptiBond FL®

2-Schritt-Etch-and-Rinse	
<u>Phosphorsäure</u>	<u>Primer + Bonding</u>
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

Bsp.: Prime&Bond NT®

2-Schritt-Self-Etch		
<u>Phosphorsäure</u>	<u>Primer</u>	<u>Bonding</u>
---	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

Bsp.: AdheSE®, Clearfil SE Bond®

1-Schritt-Self-Etch (Mischpräparate)	
<u>Phosphorsäure</u>	Etchant + Primer + Bonding
---	Schmelz/Dentin

Bsp.: Xeno III®

1-Schritt-Self-Etch (Einflaschenpräparate)	
<u>Phosphorsäure</u>	Etchant + Primer + Bonding
---	Schmelz/Dentin

Bsp.: iBond SE®, AdheSE One®

Aus der Übersicht wird deutlich, dass sich ein Wandel zu weniger Schritten entwickelt hat, der aus der fehleranfälligen und zeitintensiveren Anwendung von Mehrflaschenadhäsiven entstanden ist. Hier wird eine Universalhaftung für Schmelz und Dentin angestrebt.

Eine Modifikation des Bondings wurde durch Zugabe von anorganischen Füllkörpern erreicht, wie z.B. bei OptiBond FL® (Kerr Hawe, Orange, California, USA) mit bis zu 48 Gew%. Dadurch konnte eine größere adhäsive Potenz erreicht werden (Frankenberger und Tay 2005). Dies geschieht vor allem dadurch, dass durch die Viskositätserhöhung der Füllkörper nach dem Verblasen eine größere Schichtstärke des Bondings zu erwarten ist (Ernst 2001). Die Polymerisation dieser Schicht bleibt also besser. Studien haben allerdings gezeigt, dass auch das Weglassen dieser Füllkörper zu guten Ergebnissen führt (Armstrong et al. 2001).

2.4.2 Etch and Rinse-Adhäsive

In den 1990er Jahren wurde die selektive Schmelzätzung durch die Total-Etch-Technik, die man heute Etch-and-Rinse-Technik nennt, abgelöst (Van Meerbeek et al. 2001). Hierbei wird sowohl der Schmelz als auch das Dentin in einem Schritt und mit einem Material konditioniert. Das Mittel der Wahl hierfür ist Phosphorsäure, die in einer Konzentration von 30-40 Gew.% eine konstante Ätzwirkung am Schmelz zeigt (Hellwig et al. 2009). Wegen des höheren Mineralgehalts des Schmelzes sollte darauf geachtet werden, dass der Schmelz länger der Säure ausgesetzt ist (ca. 15-30 Sek) als das Dentin (max. 15 Sek.). Nur bei prismenlosem Schmelz, z.B. bei Milchzähnen, sollte eine längere Einwirkzeit von max. 60 Sek. auf den Schmelz gewählt werden (Gwinnett 1966). In diesen Zeiträumen sind die optimale Entmineralisierung und das Ausbilden der Schicht, die das Adhäsivsystem aufnimmt, gegeben. Anschließend wird die Säure gründlich mit Wasser abgespült und die Oberfläche getrocknet. Dadurch werden die anorganischen Verbindungen aus dem Dentin eliminiert und der Schmelz so angelöst, dass eine ideale Oberfläche für mikromechanische Haftung entsteht. Der Primer übernimmt lediglich unter Verwendung amphiphiler Moleküle die Aufgabe der Überbrückung der hydrophilen kollagenen Oberfläche zum hydrophoben Bonding und Komposit, wohingegen er in der Self-Etch-Technik auch die Aufgabe der Konditionierung übernimmt.

In diesem Fall ist streng darauf zu achten, dass das freigelegte Kollagengeflecht nicht zu trocken wird, da es sonst in sich zusammenfällt und die Ausbildung der notwendigen Hybrid-schicht nicht mehr gegeben ist. Der Primer kann also nicht mehr in einer ausreichenden Tiefe das Kollagengeflecht penetrieren. Mit der Technik des „wet-bonding“ kann dies umgangen werden, indem das angeätzte Dentin sichtbar feucht bleibt und der Zusammenfall des Kollagengeflechts verhindert werden kann (Kanca J III. 1991, 1992b). Bei Aceton-haltigen Systemen ist das „wet-bonding“ unerlässlich, da nur feuchtes Dentin zur Aufnahme geeignet ist. Auf trockenem Dentin sind Aceton-haltige Primer, wie z.B. Prime&Bond NT® (Dentsply De Trey, Konstanz, Deutschland) signifikant weniger wirksam (Kanca J III 1991, Kanca J III

1992c , Perdigao und Frankenberger 2001, Perdigao et al. 2000, Perdigao et al. 1999). Da aber nur bei trockenem Schmelz kontrolliert werden kann, ob die Ätzung erfolgreich war, muss das Dentin wiederbefeuchtet werden („rewetting“), um eine Penetration der amphiphilen Moleküle zu ermöglichen (Kanca J III. 1991, 1992a). Durch Verwendung von wasser- oder wasser-/alkoholbasierten Systemen (z.B. OptiBond FL® (Kerr Hawe, Orange, California, USA) und Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE, Neuss, Deutschland) kann auch ohne „rewetting“ eine akzeptable Rehydrierung erreicht werden (Frankenberger und Tay 2005, Tay et al. 2004).

Self-Etch-Adhäsive haben im Gegensatz zu Etch-and-Rinse-Adhäsiven einen anderen Konditionierungsmechanismus. Dabei wird kein zusätzlicher Schritt des Ätzens mit Phosphorsäure benötigt, sondern durch den Zusatz einer sauren Lösung (häufig 0,8-4% Maleinsäure) in den Primer die Konditionierung von Dentin und Schmelz erreicht. Die Schmierschicht wird somit aufgelöst und gleichzeitig die Penetration des Primers erreicht. Die Self-Etch-Adhäsive lassen sich in Systeme mit Primer und Adhäsiv oder mit Primer-Adhäsiv-Gemisch einteilen. Auch wenn die Self-Etch-Technik durch ihre Anwenderfreundlichkeit immer mehr Anwender findet, so sind doch die Effektivität des Verbundes und vor allem die Dauerhaftigkeit umstritten. Nach Anwendung von Self-Etch-Adhäsiven ist ein schwächeres Ätzmuster als nach Phosphorätzung zu erkennen und der Effekt der Schmelzrandabschrägung ist wesentlich ausgeprägter (Frankenberger und Tay 2005).

2.4.3 Mehrflaschensysteme

Mehrflaschensysteme sind Adhäsivsysteme, die aus mehreren Flaschen unterschiedlicher Komponenten bestehen. Sie können in drei oder vier Arbeitsschritte unterteilt werden. Hier wird nach der für diese Technik charakteristischen Konditionierung beider Zahnhartsubstanzen mit Phosphorsäure der Primer aufgetragen und anschließend das Bonding. Gegebenenfalls wird ein zweiter Primer vor dem Bonding aufgetragen. Beispiele für Mehrflaschensysteme sind OptiBond FL® (Kerr Hawe, Orange, California, USA), Syntac® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) oder Scotchbond Multi-Purpose® (3M ESPE, Neuss, Deutschland). Da alle Mehrflaschensysteme Wasser enthalten, ist es bei diesen Systemen nicht zwingend notwendig „rewetting“ durchzuführen. Für diese Systeme werden in der Literatur die höchsten Haftwerte angegeben (Perdigao et al. 1999, Perdigao et al. 2000, Frankenberger und Kern 2003, Frankenberger et al. 2004a, 2004b, Garcia-Godoy et al. 2007, Tay et al. 2004). Peumans et al. fanden 2005 in einer Untersuchung der aktuellen Literatur heraus, dass fast alle untersuchten Mehrflaschensysteme klinisch verlässliche und vorhersehbar gute klinische Erfolge haben.

2.4.4 Einflaschensysteme

Bei Einflaschensystemen der Etch-and-Rinse-Technik wird nach der Konditionierung nur noch eine Schicht bestehend aus Primer und Bonding aufgetragen. Es wurde somit ein Arbeitsschritt eingespart. Das Gemisch bildet somit sowohl die Hybridschicht als auch die Klebeschicht des Bondings aus. Einflaschensysteme enthalten kaum Wasser und sind meist auf der Basis von Aceton (z.B. Prime&Bond NT®, Dentsply De Trey, Konstanz, Deutschland). Für Adhäsive auf Acetonbasis konnten die besten Haftwerte ermittelt werden, wenn „wet-bonding“ angewendet wurde (Gwinnett und Kanca 1992, Kanca 1992b). Die Einfachheit der Anwendung macht diese Klasse der Adhäsivsysteme sehr beliebt, da sie durch den Verlust der Verwechslungsgefahr eine sicher anzuwendende Möglichkeit darstellt. Die Zeitersparnis kann allerdings meist nicht als Vorteil angesehen werden, da das Primer-Bonding-Gemisch gegebenenfalls öfter appliziert werden muss. Schlechtere klinische Daten in vielen Studien belegen, dass der Kompromiss aus Penetrationsfähigkeit und mechanischer Stabilität wie auch die größere Gefahr der postoperativen Hypersensitivitäten durch falsches Wassermanagement keinen Vorteil gegenüber den Mehrflaschenadhäsiven darstellen (Peumans et al. 2005, Tay et al. 1995, Perdigao et al. 1999, Perdigao et al. 2000).

2.5 Komposite

Wörtlich genommen sind Komposite zusammengesetzte Werkstoffe, die verschiedene Einsatzbereiche haben können (lat. componere = zusammenfügen). In der Zahnmedizin werden Komposite als zahnfarbene, plastische Füllmaterialien angesehen, die nach Energiezufuhr erhärten (Hellwig et al. 2009).

Nachdem in den 1930er Jahren der erste methacrylatbasierte Prothesenkunststoff entwickelt wurde, wurde im Jahr 1959 das erste Komposit mit Glasfüllern eingeführt. Ein weiterer großer Schritt wurde von Bowen 1962 mit der Entwicklung des „Bowen-Moleküls“ (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat, auch Bis-GMA) gemacht (Bowen 1979). Das bifunktionelle Bis-BMA ersetzte die Methylmethacrylsäure als Monomer, da diese auf Grund des hohen Restmonomergehaltes pulpaschädigend war. Zusätzlich konnten schon nach kurzer Zeit Verfärbungen beobachtet werden. Zum Bis-GMA wurden Füllstoffe (gemahlener Quarz) und ein Silan zur Haftvermittlung hinzugefügt. Durch seine Viskosität besitzt das Komposit gute Materialeigenschaften. So wurden die Polymerisationsschrumpfung, der Restmonomergehalt, die hygroskopische Expansion und das thermische Ausdehnungsverhalten verbessert (Chung 1990, Roulet 1987). Auch die Farbstabilität konnte dadurch optimiert werden. Noch bis heute ist Bis-GMA in fast allen handelsüblichen Kompositen enthalten. Nachdem die lichtpolymerisierenden Kunststoffe in den 1970er Jahren auf den Markt kamen, haben sie die bis dahin übli-

chen autopolymerisierenden Kunststoffe abgelöst, die in der Praxis schwieriger zu verarbeiten waren (Roulet 1987).

Komposite bilden neben Amalgam den Hauptanteil an plastischen Füllmaterialien bei der definitiven Therapie von Zahnhartsubstanzdefekten.

2.5.1 Bestandteile

Komposite bestehen aus 3 Hauptkomponenten:

1. Organische Matrix
2. Disperse Phase (Füller)
3. Verbundphase (Silane und Kopolymere).

In der organischen Matrix lassen sich im Grundzustand hauptsächlich Monomere finden. Mit der vereinfachten Formel MA-R-MA lassen sich die Methacrylate, die den Hauptteil der Monomere ausmachen, beschreiben. MA steht in diesem Fall für die Methacrylsäureester-Reste, das organische Zwischenglied wird hier als R bezeichnet. Beispiele für Methacrylsäureester sind Bis-GMA (s.o.) und seine Modifikationen, UDMA (Urethandimethacrylat), TEGDMA (Triethylenglykoldimethacrylat) und EGMA (Ethylenglykoldimethacrylat) (Hellwig et al. 2009, Janda 1988, Peutzfel 1997). Diese Moleküle zeigen auch bei niedrigen Temperaturen eine relativ hohe Reaktivität, gute physikalische Eigenschaften, eine relative Farbstabilität und geringe toxische Wirkungen (Hellwig et al. 2009). Hochmolekulare Monomere wie das Bis-GMA setzen zwar die Polymerisationsspannung durch ihre Langkettigkeit herab und verbessern die physikalischen Eigenschaften, sind aber schlechter und schwieriger zu verarbeiten. Auch der Füllstoffanteil lässt sich durch die hohe Viskosität schlecht einstellen. Deswegen werden kurzkettige Monomere wie TEGDMA (s.o.) hinzugefügt, die einerseits die Polymerisationsschrumpfung erhöhen, andererseits aber einen höheren Füllstoffanteil und auch die Viskositätseinstellung des Produkts ermöglichen (Hellwig et al. 2009, Janda 1988, Peutzfeld 1997). Bei Kompositen auf UDMA-Basis werden keine zusätzlichen Verdüner benötigt, um einen Füllstoffanteil hinzuzufügen. Die als nachteilig anzusehende Polymerisationsschrumpfung hingegen ist höher.

Die Verbundphase, die durch die Silanisierung der anorganischen Füllstoffe entsteht, ist für den Verbund der organischen zur anorganischen Matrix sehr wichtig. Dazu werden spezielle Silanisierungsmittel verwendet (Hellwig et al. 2009, Roulet 1987, Bowen 1979). Die vorher hydrophilen Füllkörper werden hydrophobiert und erlauben so eine einfachere Einbettung in die hydrophobe Kompositmatrix (Janda 1988) sowie einen größeren Füllstoffgehalt (Kullmann 1990, Bleiholder et al. 1974). Da der Verbund durch saure Hydrolyse gelöst werden kann, ist die Silanisierung als Schwachstelle anzusehen, da sie einen Verlust der Füllkörper

zur Folge haben und im Mundmilieu zur Desintegration neigen kann (Bowen 1979, Roulet 1987, Lutz und Phillips 1983).

Da die organische Phase an sich niedrig viskös ist, wird die disperse Phase, die durch anorganische Füllkörper gebildet wird, als weniger visköse Phase hinzugefügt, um die Materialeigenschaften zu verbessern (Hellwig et al 2009, Janda 1988, Lutz und Phillips 1983). Heute werden vor allem Quarz, Keramik oder Siliziumdioxid als Füllstoffe verwendet (Janda 1988, Kullmann 1990, Hellwig et al. 2009). Erst durch die Zugabe von Füllstoffen werden die für ein zahnärztliches Füllmaterial erforderlichen Eigenschaften erreicht. Der Zusatz an Füllstoffen hat nicht nur einen positiven Einfluss auf die Polymerisationsschrumpfung, die Wasseraufnahme und den thermischen Expansionskoeffizienten (Bowen 1979, Janda 1988, Hellwig et al. 2009, Chung 1990). Er beeinflusst auch die Druck- und Biegefestigkeit, das Elastizitätsmodul und die Stabilität zum Positiven (Chung 1990, Manhart et al. 2001, Hellwig et al. 2009). Des Weiteren werden die Farbstabilität und die Transparenz positiv beeinflusst. Auch die zahnmedizinisch als wichtig zu erachtende Röntgenopazität kann erst durch die Zugabe von Füllstoffen erreicht werden. Sowohl die Größe und Form der Füllstoffe als auch ihr Gehalt im Komposit beeinflussen das klinische Verhalten hinsichtlich der oben genannten Eigenschaften (Lutz und Phillips 1983). Die durchschnittlichen Größen der Füllstoffe reichen dabei von 0,005 μm bei Nanofüllern bis kleiner als 100 μm bei Makrofüllern (Frankenberger 2008).

Zu sehr geringen Teilen finden sich auch Pigmente zur Farbgestaltung, Initiatoren, Stabilisatoren, und andere Zusätze in der organischen Matrix. Die Initiatoren sind für den Polymerisationsgrad des Komposits entscheidend, da sie durch Aktivierung in Form von Energie in Radikale zerfallen, die mit den Monomeren reagieren und die Doppelbindungen herstellen (Janda 1988, Peutzfeld 1997).

Je nach Aushärtungsmechanismus werden Autopolymerisation, Photopolymerisation und Dualhärtung, bei der eine Kombination beider Arten zu Grunde liegt, unterschieden (Janda R 1988). Bei Autopolymerisaten werden die Radikale aus aromatischen tertiären Aminen oder Benzoylperoxid gewonnen. Bei den aktuelleren Kompositen, die durch Licht im blauen Spektrumbereich (ca. 468 nm) aktiviert werden, werden Radikale in einer Reaktion aus Kampferchinon mit aliphatischen tertiären Aminen gewonnen (Frankenberger 2008). Je mehr Moleküle umgesetzt werden, desto besser sind die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Komposite zu bewerten. Initiatoren beeinflussen auch die Farbstabilität des Komposits (Hellwig et al. 2009). Die Farbbestimmung sollte hier durch ausgehärtetes Komposit erfolgen, da nicht aktiviertes Kampferchinon eine gelbe Eigenfarbe besitzt (Janda 1988). Stabilisatoren oder auch Inhibitoren sind häufig Phenole, welche die Aufgabe besitzen, vorzeitig gebildete Radikale durch die Abgabe eines Wasserstoffatoms abzufangen (Kullmann 1990). Eine vorzeitige Polymerisation der Monomere wird damit verhindert und

eine betriebswirtschaftlich notwendige Lagerfähigkeit der Materialien ist gegeben (Janda 1988). Als Farbstoffe werden heute anorganische Oxide, meist Eisenoxide, verwendet (Janda 1988, Kullman 1990). Diese Pigmente dürfen allerdings die Lagerfähigkeit und Farbstabilität nicht beeinflussen und sollten zudem unlöslich sein. Als weitere Additiva werden Weichmacher, Lichtschutzmittel und optische Aufheller verwendet.

2.5.2 Einteilung

Die Einteilung der Komposite erfolgt nach der Größe und Zusammensetzung der Füllstoffe. Diese werden meist in vier Gruppen eingeteilt:

1. Konventionelle Komposite
2. Homogene und
3. Inhomogene Mikrofüllerkomposite
4. Hybridkomposite (Lutz und Phillips 1983).

2.5.2.1 Konventionelle Komposite

Die Füllstoffgröße der konventionellen Komposite liegt zwischen 0,1 und 100µm, weswegen sie auch als Makrofüller bezeichnet werden. Durchschnittlich sind die Partikel 5-10 µm groß und haben einen Füllstoffgehalt von 75 Gew%. Ihre Größe ist folglich für das menschliche Auge erkennbar. Die Quarz-, Glas- oder Keramikpartikel sind splitterförmig. Der Härteunterschied zwischen Füllstoffen und organischer Matrix bedingt bei gleichzeitiger Hydrolyse der Verbundphase ein Herausbrechen von Partikeln. Aus diesem Grund entstehen nach der Politur schnell Rauigkeiten, die eine Plaqueanlagerung genauso wie eine Abrasion der weichen Matrix begünstigt. Vor allem im sichtbaren Bereich ist keine Hochglanzpolitur möglich, was ein ungenügendes ästhetisches Ergebnis zur Folge hat und als nicht zu vernachlässigender Nachteil vor allem in leicht einsehbaren Zahnbereichen hervorzuheben ist (Hellwig et al. 2009, Frankenberger 2008). Die modernen Makrofüller haben zwar einige gute physikalische Eigenschaften wie eine geringe Wasseraufnahme und eine geringe Polymerisationschumpfung, gelten aber auf Grund der oben genannten Nachteile als überholt und werden auch nicht mehr vermarktet (Hellwig et al. 2009, Janda 1988, Frankenberger 2008).

2.5.2.2 Mikrofüllerkomposite

Um eine adäquate Polierbarkeit und somit ein optimiertes ästhetisches Ergebnis der Füllung zu erreichen, wurde die Größe der Füllstoffe der homogenen Mikrofüllerkomposite verkleinert. Sie liegt unter 1 µm und beträgt im Durchschnitt 0,05 µm. Ihr Füllstoffgehalt beträgt ca. 50 Gew% (Hellwig et al. 2009). Die Partikel sind kugelförmig, haben eine große spezifische Oberfläche und erhöhen die Viskosität bei Zugabe in die Kompositmatrix sehr schnell. Neben der guten und schnellen Polierbarkeit ist dieser Komposit auf Grund ihres homogenen Materials nicht so stark abrasionsgefährdet. Sie können demnach gut im Frontzahnbereich ange-

wendet werden. Nachteilig ist, dass sich andere physikalische Werte, wie z.B. Druckfestigkeit und Polymerisationsschrumpfung, auf Grund des geringen Füllstoffanteils verschlechtern. Des Weiteren sind sie nicht röntgenopak (Hellwig et al. 2009). Um dennoch einen besseren Füllstoffgehalt mit bis zu 80 Gew.% zu erhalten, wurden den homogenen Mikrofüllerkompositen zerkleinerte Vorpolymerisate hinzugefügt (Kullmann 1990, Hellwig et al. 2009). Da jedoch der Verbund zwischen den Vorpolymerisaten und der organischen Matrix nicht zufriedenstellend ist, können unter Belastung an deren Grenzen nachteilige Risse entstehen (Janda 1988, Hellwig et al. 2009). Diese Risse verringern die Verschleißfestigkeit vor allem im kaurtragenden Bereich (Hellwig et al. 2009).

2.5.2.3 Hybridkomposite

Damit sowohl gute physikalische Eigenschaften erreicht als auch eine ansprechende Ästhetik erzielt werden, ist es sinnvoll Mikrofüllkomposite und konventionelle Komposite zu kombinieren. 85-90 Gew.% der Füller werden durch Makrofüller und 10-15 Gew.% durch Mikrofüller erreicht. Insgesamt können so auf ca. 85% Füllkörperanteile erreicht werden. Die Partikelgrößen liegen zwischen 0,2 und 50 μm . Die Polymerisationsschrumpfung konnte auf diese Weise auf bis zu 1,3 Vol% verringert werden und auch andere physikalische Eigenschaften, wie z.B. die Wasseraufnahme, konnten im Vergleich zu den nicht kombinierten Kompositen verbessert werden. Hybridkomposite können röntgenopak gestaltet werden und sind gut polierfähig. Sie lassen sich durch gutes Verschleißverhalten auch in allen Indikationsbereichen der Zahnheilkunde einsetzen (Lutz und Phillips 1983, Hellwig et al. 2009, Hickel et al. 2005, Manhart et al. 2000, Manhart et al. 2001, Manhart et al. 2004). Weiter unterteilen lassen sich Hybridkomposite auf Grund der Weiterentwicklung der Füllkörper. Feinpartikelhybridkomposite mit einer Korngröße bis 5 μm unterscheiden sich von Feinstpartikelhybridkompositen mit einer Korngröße bis 3 μm und Submikrometerhybridkompositen mit einer mittleren Korngröße unter 1 μm (Hellwig et al. 2009).

2.5.2.4 Nanofüllerkomposite und neuere Entwicklungen

Nanofüllerkomposite bezeichnen Weiterentwicklungen der Mikrofüllerkomposite. Die mittlere Teilchengröße ist ähnlich, der Füllstoffgehalt ist allerdings fast so hoch wie bei Hybridkompositen (s.o.) (Hellwig et al. 2009). Die guten Eigenschaften der Mikrofüllerkomposite, wie z.B. die gute Polierbarkeit, wurden mit denen der Hybridkompositen kombiniert und zeigen im Vergleich zu reinen Mikrofüllerkompositen eine Viskositätssteigerung, v.a. in der Harzmatrix. Freie, nicht agglomerierte Mikrofüller können durch physikalische und chemische Veränderungen in die Matrix eingebaut werden. Der Aufbau erfolgt aus verschiedenen Bausteinen und kann zu einem gewünschten Zeitpunkt abgebrochen werden, welches eine definierte Korngröße in sphärischer Form zur Folge hat (Manhart 2006, Hellwig et al. 2009). Das einzige reine Nanofüllerkomposit ist bislang Filtek Supreme XT® (3M ESPE, Neuss, Deutsch-

land), bei dem durch Clusterbildung erreicht wurde, einen ausreichend hohen Füllstoffgehalt zu erzielen (Ernst et al. 2006, Jung et al. 2004).

Eine andere Weiterentwicklung im Bereich der Komposite stellen Silorane dar, z.B. Filtek Silorane (3M ESPE, Neuss, Deutschland). Sie funktionieren über eine kationische Polymerisation und unterscheiden sich von der konventionellen Polymerisation der Methacrylatchemie. Die Kationen ersetzen die Radikale als Reaktionsstarter (Hellwig et al. 2009). Im Gegensatz zu klassischen Kompositen benötigen Silorane ein spezielles Bonding und ein neues Fotoinitatorsystem. Silorane bestehen aus Oxiranen und Siloxanen. Sie sind dem zur Folge nicht mit gebräuchlichen Dentinadhäsiven und Polymerisationslampen zu kombinieren, was einen ökonomischen Nachteil gegenüber den herkömmlichen Kompositen darstellt. Die Polymerisationsschrumpfung beträgt dabei ca. 1%. Andere Eigenschaften sind eine geringe Wasseraufnahme, eine längere Verarbeitungszeit und eine verbesserte Reparaturmöglichkeit. (Hellwig et al. 2009) Klinische Daten liegen jedoch zu diesem Zeitpunkt nicht ausreichend vor (Frankenberger 2008).

2.5.3 Materialeigenschaften

2.5.3.1 Polymerisationsschrumpfung und C-Faktor

Die Polymerisationsreaktion des Kompositmaterials ist die dreidimensionale Verknüpfung der Matrix zu einem Netzwerk. Die C=C-Doppelbindungen der Methacrylatmonomere reagieren unter dem Einfluss von Radikalen mit anderen C=C-Doppelbindungen und werden so zu C-C-Einfachbindungen, bei denen der intermolekulare Abstand abnimmt (Venhoven et al. 1993). Aus diesem Grund kommt es zu einer Schrumpfung, die dem Kompositvolumen direkt proportional ist (Donley et al. 1990, Eick und Welch 1986). Bei neueren Kompositen beträgt diese immerhin noch 1,3-3,5 Vol% (Guggenberger und Weinmann 2000). Das Ausmaß der Schrumpfung und Kontraktion wird durch verschiedene Materialeigenschaften der Komposite bestimmt (Lutz et al. 1993). Monomertyp, Füllstoffgehalt, Initiatorgehalt und Porositäten sind hier von Bedeutung (Janda 1988, Roulet 1987). Die Kontraktionskräfte können bis zu 300 kg/cm^3 (29,43 MPa) betragen (Lutz et al. 1986). Dies kann die Randadaptation gefährden, falls die Verbundkräfte zwischen Zahn und Füllung zu gering sein sollten (Bouschlicher et al. 1997, Davidson et al. 1984). Die Polymerisationsspannung führt weiterhin zur Ausbildung von Spannungen innerhalb des Komposits und bedingt die Ausbildung von Mikrorissen. Da Zahnhartsubstanzen einen niedrigeren thermischen Ausdehnungskoeffizienten besitzen als Komposite, wird dieser Verbund in der Gebrauchsphase noch weiter beansprucht (Lutz und Phillips 1983). Als Resultat dieser Einflussfaktoren kann es zur Ausbildung von Randspalten kommen (Rosin et al. 2002).

Nahm man früher an, dass die Richtung, aus der das Licht zum Aushärten des Komposits kommt, eine Rolle in der Schrumpfrichtung spielt, so ist dies heute zu verneinen. Bei Schichten bis zu 2 mm und bei genügender Lichtintensität ist so gut wie kein Energiegradient

nachzuweisen und die Schrumpfung gilt somit als unabhängig von der Richtung des Lichteinfalls (Suh und Wang 2001, Unterbrink und Muessner 1995, Versluis et al. 1998). Die entscheidende Rolle spielt bei der Ausbildung von Schrumpfrissen das Verhältnis von der an der Zahnhartsubstanz befestigten zur freien Oberfläche des Komposits, der sogenannte C-Faktor (Bouschlicher et al. 1997, Feilzer et al. 1987, Lösche 1999). Mit erhöhtem C-Faktor vergrößern sich auch Schrumpfungsspannungen, da weniger freie Oberfläche zum Abfangen des Volumenverlustes zur Verfügung steht (Krejci et al. 1994).

2.5.3.2 Maßnahmen gegen Schrumpfung

Um die Polymerisationsschrumpfung an sich gering zu halten und somit auch Ihre Folgen einzudämmen, kann sich verschiedener Systeme bedient werden.

Zum einen sollte das Komposit schichtweise in den Zahn eingebracht werden. Dies ist vor allem bei größeren Kavitäten zu beachten (Eick und Welch 1986, Lutz et al. 1986, Nikolaenko et al. 2004). Da sich die Polymerisationsschrumpfung in direkt proportionaler Abhängigkeit zum Volumen befindet, kann diese durch mehrschichtiges Auftragen von Komposit in die Kavität merklich verringert werden (Janda 1988). Des Weiteren kann die nachfolgende Schicht die vorher entstandene Kontraktionsschrumpfung auf diese Weise kompensieren (Hellwig et al. 2009, Poskus et al. 2004).

Auch die Durchhärtung der gesamten Restauration ist entscheidend für die Abrasionsfestigkeit, die mechanischen Eigenschaften und somit für das Randverhalten der Füllung (Lutz et al 1984).

Die Lining-Technik, das dünne Auskleiden einer Kavität mit dünnfließendem „Flow-Komposit“, kann Vorteile auf das Randspaltverhalten haben. Die sauerstoffinhibierte Schicht des Bondings wird polymerisiert und die Verbundzone zwischen Dentin und Komposit erfährt eine Stabilisierung. Weitere Vorteile bestehen im Ausfließen in schlecht einsehbaren, z.B. unter sich gehende, Bereiche und im zuverlässigeren Ausfließen in Bereiche der approximalen Schmelzanschrägung (Frankenberger et al 1999). Die Haftkraftehöhung konnte in Studien bis jetzt nicht eindeutig nachgewiesen werden (Ariyoshi et al. 2010, He et al. 2008).

2.6 Brauchwasserdesinfektionsmittel zahnärztlicher Behandlungseinheiten

Die Desinfektion des Brauchwassers zahnärztlicher Behandlungseinheiten gehört heute zum Standard, um die Wasserqualität und Keimfreiheit sicherzustellen. Kontaminiertes Wasser stellt nicht nur ein Risiko für abwehrgeschwächte Patienten (Martin 1987), sondern auch ein Infektionsrisiko für das Behandlungsteam (Fotos et al. 1985, Pankhurst et al. 2005) dar. Durch die Kontamination des Wassers können Biofilme an Wänden der wasserführenden

Leitungen entstehen. Mikroorganismen, die in Biofilmen organisiert sind, haben eine höhere Toleranz gegenüber antimikrobiellen Wirkstoffen als die gleichen Mikroorganismen, die planktonisch vorkommen (Fux et al. 2005). Aus diesem Grund sollten Brauchwasserdesinfektionsmittel sowohl gegen planktonische als auch gegen in Biofilmen organisierte Mikroorganismen wirken (Percival et al. 2009). Sie sollten aber weder toxisch sein noch das Material der wasserführenden Leitungen beeinflussen. Durch zu lange Stehzeiten des Wassers in den Leitungen und Wassertemperaturen über 25°C können die Mikroorganismen im verwendeten Wasser proliferieren. Um dies zu vermeiden sind Desinfektionsanlagen in die Wasserzuleitung moderner zahnärztlicher Behandlungseinheiten integriert (Williams et al. 1995, Zanetti et al. 2000). In integrierten Desinfektionsanlagen werden dauerhaft geringe Konzentrationen eines Desinfektionsmittels im Verdünnungsverhältnis 1:100 dem Brauchwasser zugesetzt. Zusätzlich sollten die Einheiten in regelmäßigen Abständen einer intensiven Entkeimung und/oder einer Entfernung des Biofilms unterzogen werden. Es können verschiedene Hersteller oder Mittel gewählt werden, die sich zwar in ihrer Zusammensetzung meist unterscheiden, jedoch nicht in ihrem angestrebten Wirkspektrum. Die gängigsten Mittel basieren auf EDTA-, Alkohol- oder H₂O₂-Basis.

2.7 Angewandte Testverfahren

Um eine möglichst realistische Aussage über die Randqualität einer Füllung unter Anwendung der Desinfektionsmittel zu erhalten, werden durch spezielle Testverfahren aussagekräftige Bedingungen geschaffen. Dazu können neben Haftfestigkeitsuntersuchungen auch funktionelle Kavitätentests durchgeführt werden. Die Randqualität kann anschließend durch verschiedene Untersuchungen überprüft werden.

2.7.1 Thermische Wechselbelastung

Durch die thermische Wechselbelastung ist es möglich, eine künstliche Probenalterung durchzuführen, da die Temperaturschwankung die Aufnahme von heißen und kalten Speisen simuliert. So ist es möglich die Beständigkeit eines Materials auch innerhalb eines kurzen Zeitraums zu überprüfen. Auf Grund der unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Füllungsmaterial und jeweiliger Zahnschicht wird dieser Adhäsivverbund belastet und kann so die Randspaltentstehung begünstigen (Roulet 1987, Janda 1988, Hashinger und Fairhurst 1984). Zusätzlich sind der Abbau von Polymer und Kollagen durch das Eindringen von Sauerstoff und Wasser im Alterungsprozess einer Kunststofffüllung zu beachten (Janda 1990). Zur Simulation werden Maschinen verwendet, welche die Prüfkörper in Wasserbädern gleichbleibender Temperatur für eine definierte Zeit lagern. Die Literatur empfiehlt Temperaturen von 5°C und 55°C mit einer Verweildauer von 30 Sekunden, wobei je-

doch die Anzahl der Zyklen stark schwankt (Blunck 1988, Crim et al. 1985, Roulet 1987). Die dauerhafte Lagerung der Prüfkörper in Wasser führt zur hydoskopischen Expansion und dadurch zum Abbau der Kontraktionsspannungen sowie der Auflockerung der Polymerstruktur (Janda 1990, Feilzer et al. 1990).

2.7.2. Farbstoffpenetrationstest

Neben anderen Möglichkeiten der Randspaltanalyse ist der Farbstoffpenetrationstest ein gängiges Mittel zur Überprüfung von Randspalten an Kompositfüllungen (Roulet JF 1987, Roulet JF 1994, Alani und Toh 1997, Hilton 2002, Haller 1994, Majeed et al. 2009). Randschlussuntersuchungen können zum Beispiel durch Bakterienpenetration, Luftdruckanalyse oder auch durch Rasterelektronenmikroskopie erfolgen. Bei der Bakterienpenetration z.B. benötigen die jeweiligen Stoffe jedoch eine Mindestgröße des Spalts und sind somit ungeeignet. (Taylor und Lynch 1992). Die Luftdruckanalyse lässt in ihrem Vorgehen keine eindeutige Lokalisation des möglichen Randschlusses zu und ist somit für diese Untersuchung ungeeignet. Da es in dieser Untersuchung vor allem auf die Tiefe des Randspaltes ankommt, ist das Verfahren der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung weiter als nicht geeignet zu betrachten, da in diesem Verfahren nur die Lokalisation und das Vorhandensein einer Undichtigkeit ermittelt werden können. Der Farbstoffpenetrationstest zeigt an bearbeiteten Prüfkörpern die Tiefe der Randspaltausdehnung. Es handelt sich hierbei um ein direktes Verfahren zum Nachweis einer Undichtigkeit, in die Bakterien, deren Stoffwechselprodukte, Farbstoffe und Flüssigkeiten eindringen können (Dörfer et al. 2000). Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten der Färbung und auch Variationen im Färbemittel wie z.B. die chemische Beschaffenheit der Farbelösung, die Farbe an sich oder auch ihre Intensität. Gängige Mittel sind das hier verwendete Methylenblau, oder Fuchsin. Weiterhin verbreitet sind Silbernitrat, Erythrosin, Tuloin-Blau und Eosin. Die jeweilige Verwendung einer Farbelösung schränkt die Vergleichbarkeit mit anderen Studien ein. Dieses Verfahren ist an den Prüfkörpern nur einmalig anzuwenden und kann im Gegensatz zur Rasterelektronenmikroskopie nicht wiederholt oder revidiert werden. Es ist nicht möglich, den gesamten Verlauf einer Füllung zu untersuchen, da die Technik der Schnittherstellung dies ausschließt. Die Farbstoffpenetration besitzt jedoch eine hohe Sensitivität gegenüber minimalen Randundichtigkeiten. Durch die Anfertigung von verschiedenen Schnitten durch die Prüfkörper kann weiterhin eine Strecke unterhalb der Füllung untersucht werden. Das Verfahren bietet eine kontrastreiche Darstellung und ist einfach auszuwerten. Nach der Versiegelung mit einem Lack bis auf einen Millimeter an die Restaurationsgrenze werden die Prüfkörper für eine definierte Zeit in eine bestimmten Farblösung (z.B. Methylenblau oder basisches Fuchsin, Erythrocin) getaucht. Danach werden die Prüfkörper geschnitten, sodass die Eindringtiefe gemessen werden kann. Der Vorteil besteht in der relativ einfachen Durchführung und einer hohen Sensibilität (Alani und Toh 1997, Hilton 2002).

3. Versuchsplanung

Für die Versuchsplanung wurden 160 Molaren gewonnen und anschließend in einen Kunststoffsockel apikal mehrere Millimeter eingebettet. Die zu benutzenden zahnärztlichen Behandlungseinheiten wurden einem Biofilmremoving unterzogen, um Reste des vorhandenen Desinfektionsmittels sowie einem eventuell vorhandenen Biofilm zu entfernen.

Die Zähne wurden in vier Gruppen aufgeteilt und dem jeweiligen Brauchwasserdesinfektionsmittel (Alpron® (Alpro Medical GmbH, St. Georgen, Deutschland) oder Dentosept® (Metasys Medizintechnik, Rum, Österreich)) sowie CHX und der Kontrollgruppe Wasser zugeordnet. Anschließend wurde eine mesio-okklusale-distale Kavität mit einer schmelz- und einer dentinbegrenzten Seite unter Einwirkung des jeweiligen Mittels (Alpron® oder Dentosept®) oder Wasser (auch für die CHX-Gruppe) präpariert. Nach der Präparation wurden die Prüfkörper weitere 120 Sekunden mit ca. 130ml Brauchwasser besprüht, um ein definitives Benetzen der Oberfläche zu gewährleisten. Die Kavitäten der CHX-Gruppe wurden mit einem oder mehreren in CHX-Lösung getränkten Wattepellet versehen und so benetzt. Die 4 Gruppen wurden im Anschluss durch das Auftragen des jeweiligen Adhäsivsystems in zwei Untergruppen unterteilt, und die Kavität wurde mit dem zum Adhäsivsystem zugeordneten Komposit gefüllt. Die Adhäsivsysteme waren Prime&Bond NT® von der Firma Dentsply De Trey (Konstanz, Deutschland) und OptiBond FL® von der Firma Kerr Hawe (Orange, California, USA). Die dazugehörigen Komposite waren jeweils Spektrum® und Herculite XRV Ultra®. Die Füllung wurde nach Herstellerangaben polymerisiert, poliert und von Überständen befreit. Es entstanden somit acht Untergruppen.

Jeweils eine Hälfte der Untergruppe wurde für 24 Stunden und die andere Hälfte für 180 Tage in künstlichem Speichel gelagert. Die länger gelagerten Zähne wurden zusätzlich durch thermische Wechselbelastung künstlich gealtert. Nach Präparation der Prüfkörper durch Versiegeln der nicht zu untersuchenden Flächen mit einem herkömmlichen Nagellack wurden die Zähne für 24 Stunden in ein Färbepool getaucht, sodass die komplette Füllung bedeckt wurde. Als Färbemittel wurde eine 5%ige Methylenblaulösung verwendet, die für diesen Versuch hergestellt wurde. Anschließend wurden die Zähne unter Leitungswasser von Rückständen des Färbemittels befreit.

Die spätere Beurteilung erfolgte nach Durchtrennen der Prüfkörper in mesio-distaler Richtung in zwei Hälften. Dazu wurden die Hälften mit einer Fotokamera in einem speziellen Nahsichtmodus für Detailaufnahmen in dem dafür definierten Abstand abfotografiert und die Penetration der Färbelösung optisch begutachtet. Die Strecke wurde so in der Ausdehnung registriert und statistisch ausgewertet. In der folgenden Abbildung ist der Versuchsablauf dokumentiert.

Ziel der Untersuchung war es, den Einfluss des jeweiligen Desinfektionsmittels auf den Randschluss der verschiedenen Kompositfüllungen beurteilen und auswerten zu können.

Die nachfolgende Abbildung 1 zeigt den Versuchsaufbau:

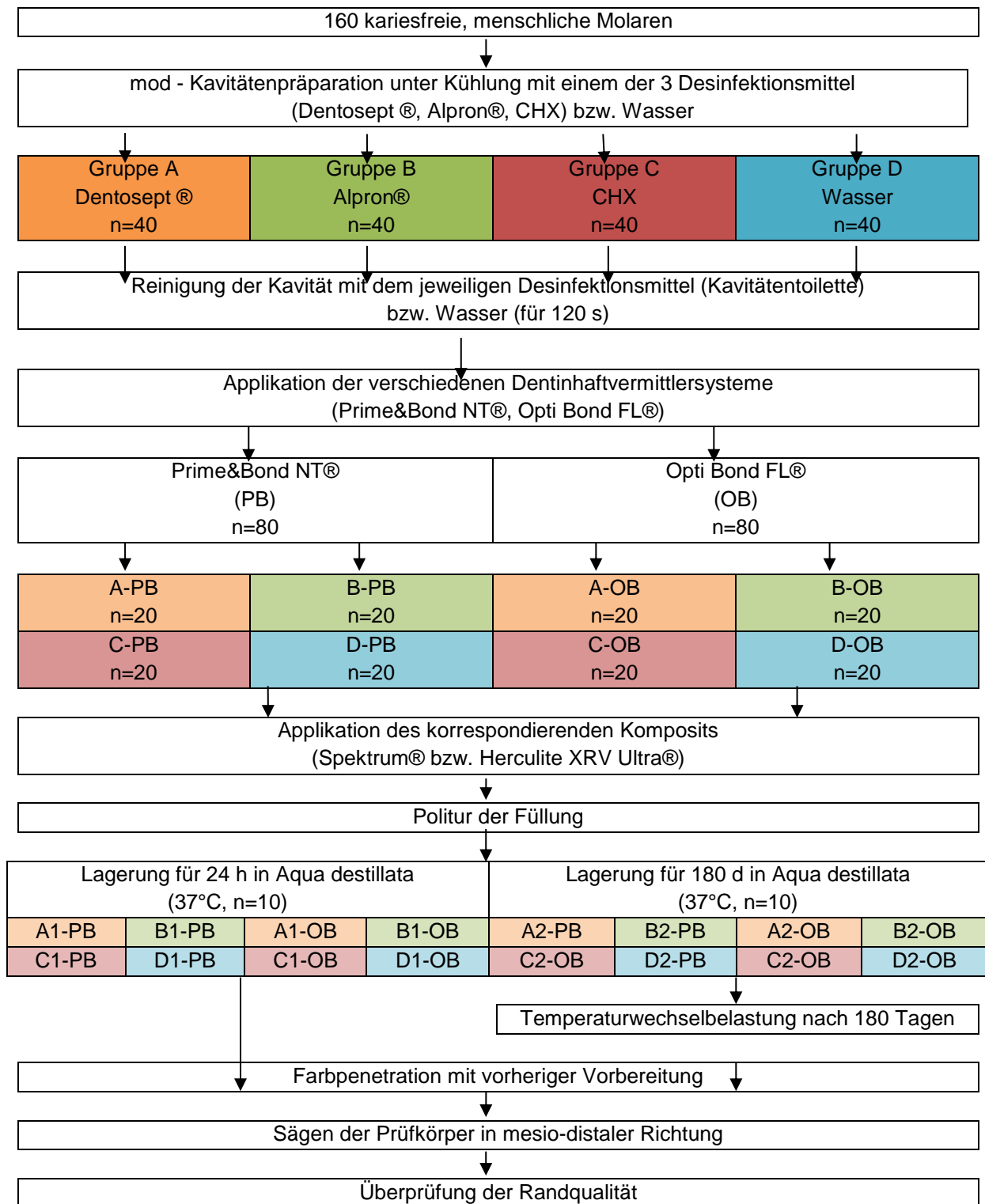


Abbildung 1: Versuchsablauf

4. Material und Methodik

4.1 Material

4.1.1 Zähne

Die Studie wurde an 160 frisch extrahierten, kariesfreien Molaren des Ober- und Unterkiefers durchgeführt. Diese wurden nach der Extraktion gesäubert. Anschließend wurden die Zähne bis zur Weiterverarbeitung in einem Wasser-Thymol-Gemisch (0,1%) gelagert, um einen Qualitätsverlust der Zähne durch Bakterienbefall oder Entmineralisierung zu vermeiden.

Es wurden nur Zähne verwendet, die entweder füllungsfrei waren oder bei denen die Füllung durch die Präparation der Kavitäten vollständig entfernt wurde. Auch Zähne, denen durch die Extraktion Beschädigungen widerfahren sind, wurden nur verwendet, wenn die Kavität um den Rand mindestens 1mm im gesunden Schmelz, bzw. Zement lag. Zähne, bei denen das Wurzelwachstum nicht ausreichend war, wurden aussortiert.

Die Zähne wurden max.120 Tage bis zur Probenherstellung aufbewahrt.

4.1.2 Desinfektionsmittel

Die in dieser Arbeit verwendeten Materialien entsprechen diesen Vorgaben. Sie vertreten jeweils eine andere Wirkstoffgruppe. Zusätzlich wurde Chlorhexidindigluconat in einer üblichen (0,12%) Konzentration, die auch zur Munddesinfektion verwendet wird, benutzt.

Als Desinfektionsmittel wurden Alpron® und Dentosept® verwendet, die beide standardmäßig als Brauchwasserdesinfektionsmittel zahnärztlicher Behandlungseinheiten verwendet werden, wobei Dentosept® als Desinfektionsmittel in der Abteilung für Präventive Zahnmedizin, Parodontologie und Kariologie der Universitätsmedizin Göttingen routinemäßig verwendet wird. Als weitere Desinfektion der Kavitäten diente eine gebrauchsfertige 1%ige CHX-Lösung. Die Kontrollgruppe bestand aus Wasser.

Daraus ergaben sich folgende Gruppen:

- Gruppe A : Alpron®
- Gruppe D : Dentosept®
- Gruppe C : CHX
- Gruppe W : Wasser.

Als Wasser wurde das unbehandelte Leitungswasser der Einheiten benutzt. Die Desinfektionsmittel unterschieden sich nicht in ihrem Wirkungsspektrum auf die Mikroorganismen, die im zugeführten Wasser der Behandlungseinheiten vorhanden sein könnten.

Die Zusammensetzung der Hauptwirkstoffe der Desinfektionsmittel wird in Tabelle 2 dargestellt:

Tabelle 2: Übersicht der Desinfektionsmittel

Desinfektionsmittel	Wirkstoffe
Alpron® (Alpro Medical GmbH St. Georgen, Deutschland)	Phenoxyethanol, PHMB (Biguanid), EDTA Na-Tosylchloramid, enthält Phenylalanin
Dentosept® (Metasys Medizintechnik, Rum, Österreich)	H ₂ O ₂ , Silber

Die beiden Desinfektionsmittel haben eine bakterizide und fungizide Wirkung und sind somit desinfizierend gegenüber Wasserkeimen. Sie dienen der stetigen Entkeimung des zugeführten Wassers zahnärztlicher Behandlungseinheiten. Alpron® beseitigt und verhindert Algenbildung sowie Kalkausfällung und deren Ablagerung. Es wirkt nicht korrosiv.

Die Kühlflüssigkeiten wurden der Einheit über einen dafür vorgesehenen und festeingebauten Behälter zugeführt. Wasser als Kontrollflüssigkeit wurde immer direkt aus der Leitung über ein Litermaß in den Behälter zugeführt. Die Desinfektionsmittelgemische wurden jeden Tag frisch angesetzt und gegebenenfalls noch vorhandene Reste aus den Leitungen entfernt.

4.1.3 Dentinhaftvermittler und Komposite

Für die Studie wurden zwei unterschiedliche Dentinhaftvermittler verwendet: OptiBond FL® der Firma Kerr Hawe (Orange, California, USA) als Mehrflaschensystem und Prime&Bond NT® der Firma Dentsply De Trey (Konstanz, Deutschland) als Einflaschensystem. Beide Dentinhaftvermittler sind lichthärtend induzierte Adhäsivsysteme, unterscheiden sich aber in ihrer Zusammensetzung, ihrer Verarbeitungsweise und im Haftmechanismus am Dentin. Eine Übersicht zeigt die folgende Tabelle:

Tabelle 3: Übersicht der Dentinadhäsive

Dentinadhäsiv	Bestandteile	Zusammensetzung
Prime&Bond NT®	Ätzel Prime&Bond	35% Phosphorsäure ...
OptiBond FL®	Ätzel Primer Adhäsiv	36% Phosphorsäure ...

Als Komposite wurden zwei zu den Dentinhaftvermittlern vom gleichen Hersteller korrespondierende Nano-Hybridkomposite gewählt. Dies waren: Herculite XRV-Ultra® zu OptiBond FL® und Spektrum® zu Prime&Bond NT®. Diese wurden zusätzlich zum Brauchwasserdesinfektionsmittel mit folgendem Code abgekürzt:

- Herculite XRV-Ultra® : H
- Spektrum®: S

Daraus ergaben sich die folgenden, in der Tabelle 4 dargestellten Gruppen.

Tabelle 4: Auflistung der einzelnen Versuchsgruppen

Kühlwasser	Verwendeter Komposit	Code
Wasser	Spektrum®	WS
	Herculite XRV-Ultra®	WH
CHX	Spektrum®	CS
	Herculite XRV-Ultra®	CH
Dentosept®	Spektrum®	DS
	Herculite XRV-Ultra®	DH
Alpron®	Spektrum®	AS
	Herculite XRV-Ultra®	AH

4.2 Methodik

4.2.1 Vorbereiten der Zahnärztlichen Behandlungseinheiten

Für die Studie wurden 3 Behandlungseinheiten vom Typ Sirona C2 (Sirona, Bensheim, Deutschland) präpariert. Zwei der Behandlungseinheiten wurden die beiden Brauchwasserdesinfektionsmittel Alpron® und Dentosept® zugewiesen. Eine Einheit, die kein Brauchwasserdesinfektionsmittel enthielt, ist sowohl für die Kontrollgruppe als auch für die CHX-Gruppe benutzt worden.

Die Einheiten sind am gleichen Tag gereinigt und gleich vorbereitet worden, um einheitliche Versuchsbedingungen zu erhalten. Hierzu wurde sowohl die Wasserzufuhr unterbrochen als auch die Dosiermitteltanks durch jeweils einen Unbenutzten ersetzt. Ebenfalls wurde der Zudosierstecker vom Dosierventil abgezogen, damit keine zusätzlichen Desinfektionsmittel in

den Anmischbehälter gelangen konnten. Im Zahnarztbereich ist der Flächenfilter ebenfalls entfernt und durch einen Unbenutzten ersetzt worden.

Anschließend wurden die Einheiten einem Biofilm-Removing-Prozess unterzogen, um sicherzustellen, dass keine Reste der Desinfektionsmittel in den Einheiten verblieben sind und um eine zu starke Keimbelastung auch von Seiten des Biofilms auf die Kühlflüssigkeit zu verhindern. Dies geschah mittels des Biofilm-Removing-Sets der Firma Alpro Medical GmbH (St. Georgen, Deutschland). Alle Leitungen, Schläuche und auch der unbenutzte Anmischbehälter sind auf Grund der biofilmauflösenden Wirkung dazu zunächst mit einer NaOCl-haltigen Lösung gespült worden. Die Lösung verblieb anschließend max. 20-30 Minuten in den Leitungen. Zum Biofilm-Removing wurde zusätzlich ein Aktivator mit einem Remover des Sets in Leitungswasser gelöst und wie die NaOCl-Lösung über den Anmischbehälter in die Leitungen und Schläuche der Einheit eingebracht. Damit sind alle zuführenden Leitungen usw. durchgespült worden bis keine sichtbaren Verschmutzungen zu erkennen waren. Diese Lösung musste im Anschluss mind. 5-20 Min. einwirken. Zum Abschluss wurden dann alle Leitungen, Schläuche und der Anmischbehälter mit Leitungswasser gespült, um die Reste des Biofilm-Removing-Sets zu entfernen. Dazu wurde das Leitungswasser nach Herstellerempfehlung 5 Minuten lang durch die wasserführenden Leitungen geführt.

Anschließend wurden beide Desinfektionsmittel mit Leitungswasser nach Herstellerangaben in einem Verhältnis von 1:100 (Desinfektionsmittel: Wasser) angemischt und in die entleerten Leitungen, Schläuche und den Anmischbehälter gegeben. Diese wurden über Nacht in 2 der 3 Einheiten stehen gelassen. Die Einheit der Kontroll- und CHX-Gruppe enthielt kein Desinfektionsmittel. Hier wurde lediglich das Wasser nach dem Biofilm-Removing in der Einheit belassen.

Im weiteren Verlauf wurde dann die Kühlflüssigkeit über den zugänglichen Anmischbehälter immer direkt aufgefüllt. Dazu wurden die Lösungen der Desinfektionsmittel neu angemischt und frisch in den Tank gefüllt. Das benötigte Wasser wurde dazu aus den Leitungen der jeweiligen Behandlungseinheit gewonnen. Am Ende des Tages wurde dann der Tank entleert, damit keine Verunreinigung durch stehen gelassenes Wasser stattfinden konnte und den Einheiten frisch angemischte Desinfektionsmittellösung zugeführt werden konnte.

4.2.2 Herstellung der Probenkörper

4.2.2.1 Lagerung und Sockeln der Zähne

Vor der Präparation wurden die Zähne mit scharfen Skalpellen von eventuell vorhandenen Geweberesten makroskopisch befreit.

Anschließend wurden die trockenen Wurzeln der Zähne in vorbereiteten Silikonförmchen (herkömmliches Knetsilikon) (Abb.2) in Kunststoff (Palavit L ®, Hereus, Dormagen, Deutschland) eingebettet. Hierbei wurde darauf geachtet, dass die Schmelz-Zement-Grenze nicht vom Kunststoff bedeckt ist und dass Reste des Kunststoffes oberhalb der Schmelz-Zement-

Grenze sofort entfernt wurden. Der Apex der Zähne wurde somit schon mit Kunststoff verschlossen. Die Zähne wurden anschließend aus der Silikonform entnommen.

Die Zähne wurden unmittelbar vor der Präparation nach dem Zufallsprinzip auf die 4 Gruppen jeweils bestehend aus 20 Zähnen aufgeteilt.



Abbildung 2: Sockeln der Zähne

4.2.2.2 Präparation

Vor der Präparation wurden die gesockelten Zähne der jeweiligen Gruppe entsprechend am Sockel mit einem herkömmlichen permanenten Marker beschriftet und von eventuell auftretenden Thymolresten befreit, um den Einfluss der Lagerungsflüssigkeit auf den Versuchsaufbau zu verhindern.

Die Zähne wurden in den abgestützten Händen über einer Wanne präpariert. Es wurden jeweils zuerst die approximalen Kästen und anschließend die okklusale Verbindung in gleicher Weise präpariert (Abb.3).

Die Präparation der Zähne erfolgte unter Wasserkühlung mit einer eingestellten Umdrehungszahl von 40000/min. Dem Kühlwasser war entweder ein Desinfektionsmittel beigelegt oder im Fall der Kontrollgruppe und der CHX-Gruppe nicht. Es wurden zylindrische Diamanten mit abgerundeter Stufe der Größe 1,2mm und der Körnung von 80 μm verwendet. Finiert wurde mit formgleichen Instrumenten einer Korngröße von 25 μm . Der Arbeitsteil der Instrumente betrug je nach Kronenlänge 6 oder 8 mm (Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo Deutschland).

Die Ausdehnung der Kavität wurde folgendermaßen gewählt und wird in den Abb.4-6 dargestellt.

- Isthmusbreite: mind. 3 mm
- Isthmustiefe: mind. 2-2,5 mm
- Breite der approximalen Kästen: mind. 3-3,5 mm
- Tiefe des approximalen Kastens: mind. 1- 1,5 mm
- Der schmelzbegrenzte Kasten lag 1mm koronal, der dentinbegrenzte Kasten 1mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze
- Ansträgungen lagen nur im Schmelz.



Abbildung 3: Präparation der Zähne



Abbildung 4-6: Ansicht von okklusal, von Schmelzkasten und Dentinkasten

Die Maße wurden mit Hilfe einer millimeterkalibrierten Parodontalsonde kontrolliert und die Kavität nach der Präparation optisch auf Mängel, wie z.B. Randunebenheiten, überprüft. Diese wurden nachträglich, falls vorhanden, beseitigt.

Anschließend wurden die Zähne 120 Sekunden lang mit dem Kühlwasser besprüht oder genauso lange mit einem herkömmlichen in einer CHX-Lösung (ParoEx (0,12%), GUM, Chica-

go, Illinois, USA) getränkten Schaumstoffpellet bearbeitet. Das Winkelstück lief zu diesem Zweck über der Kavität, um durch die Wasserkühlung ein entsprechend realistisches Ergebnis zu erhalten. Die Zähne der Kontrollgruppe wurden ebenfalls 120 Sekunden lang mit Wasser besprüht. Eventuell vom Präparieren vorhandene Zahnhartsubstanzspäne wurden somit mechanisch aus der Kavität entfernt und es wurde ein einheitlicher Ausgangspunkt geschaffen. Es ist darauf geachtet worden, dass alle Seiten und Flächen der Kavität ausreichend mit dem jeweiligen Desinfektionsmittel in Berührung kamen, um eine gleichmäßige und für die Studie ausreichende Kontaminationszeit zu gewährleisten. Das Winkelstück für die Gruppen W, A und D ist auf höchster Stufe in einem angemessenen Abstand (ca. 1cm) zum Zahn gehalten worden, damit einen einheitlicher Druck und somit auch eine einheitliche Menge der jeweiligen Flüssigkeit erhalten wurde. Die Zähne waren somit durchschnittlich 12 Min. dem jeweiligen Desinfektionsmittel ausgesetzt, wobei die CHX-Lösung, da sie nicht in der zuführenden Leitung enthalten war, am Schluss des Präparierens über Wattepellets 120 Sek. der Kavität ausgesetzt wurde. In diesem Fall wurden durch das mechanische Einbringen der Pellets und die gleichmäßige Verteilung des CHX Zahnhartsubstanzspäne entfernt. Die Flüssigkeiten des Sprayvit-Ansatzes, der für die Etch-and-Rinse-Technik notwendig ist um das Ätzelgel abzusprühen, enthielt für die Gruppen A und D ebenfalls das Desinfektionsmittelgemisch. Die Zähne wurden anschließend als Vorbereitung für das Bonding nur noch mit Luft getrocknet, damit die Wirkstoffe der Kavität nicht durch erneute Kontamination und Verdünnung mit Leitungswasser oder ähnlichem verloren wurden.

4.2.2.3 Füllen der Zähne

Unmittelbar nach der Präparation wurden die jeweiligen Bonding-Systeme OptiBond FL® und Prime&Bond NT® nach Herstellerangaben angewendet. Es wurde im Fall von OptiBond FL® das zugehörige Ätzelgel (37,5% Phosphorsäure) und im Fall von Prime&Bond NT® das Ätzelgel (Ultra-Etch, 35% Phosphoric Acid) der Firma Ultradent (South Jordan, Utah, USA) verwendet. Letztere wurde zu diesem Zeitpunkt standartmäßig in der Abteilung für Präventive Zahnheilkunde, Parodontologie und Kariologie der Universität Göttingen verwendet. Tabelle 5 gibt einen Überblick über die Anwendungsreihenfolge der Adhäsivsysteme.

Tabelle 5: Anwendungshinweise der Dentinadhäsive

Bonding-System	Anwendung
OptiBond FL	<ol style="list-style-type: none"> 1. Reinigen, Trocknen 2. Ätzen (15 s, erst Schmelz, dann Dentin) 3. Abspülen (15 s), Trocknen (noch feucht lassen) 4. Erst Primer, dann Bonding jeweils 15 s einmassieren, anschließend 5 s verblasen 5. Lichthärten (20 s) 6. Unmittelbar danach Komposit auftragen

Prime&Bond NT	<ol style="list-style-type: none"> 1. Reinigung, Trocknen 2. Ätzen (15 s erst Schmelz, dann Dentin) 3. Abspülen (15 s), Trocknen (noch feucht lassen) 4. Einmassieren (20 s), Überschüsse verblasen 5. Lichthärten (10 s) 6. Unmittelbar danach Komposit auftragen
---------------	--

Nach der Applikation der Bonding-Systeme wurden direkt die korrespondierenden Komposite nach Herstellerangaben appliziert. Die Komposite wurden mittels eines üblichen Heide-mannspatels und eines üblichen Kugelstoppers unter simulierten nahezu klinischen Bedingungen in die Kavität eingebracht. Sie wurden in Inkrementen so eingebracht, dass die Kavität komplett ausgefüllt wurde und die Anschrägung vollständig bedeckt wurde. Um Fehler in der Aushärtung und der Polymerisationsschrumpfung zu vermeiden, wurde darauf geachtet, dass die max. Größe des Inkrements (z.B. 2mm bei Spektrum®), die durch Herstellerangaben vorgegeben wurden, nicht überschritten wurde.

Die Polymerisation erfolgte jeweils von mesial, okklusal und distal. Nach Erkenntnissen von Krämer et al. (2008) wurde die Polymerisationslampe in dem geringstmöglichen Abstand zum Zahn gebracht und mittig auf alle Flächen gehalten. Als Polymerisationslampe wurde die Lampe bluephase® (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Jagst, Deutschland) verwendet, die standardmäßig in der Abteilung Zahnheilkunde, Parodontologie und Kariologie der Universitätsmedizin Göttingen verwendet wird. Die Lichtintensität der Lampe betrug 1200 mW/cm^3 . Um einen einheitlichen Wert zu erhalten, wurde darauf geachtet, dass der Akku der Lampe nie unter einem Viertel seiner Leistung entleert wurde. Die emittierte Wellenlänge der Lampe beträgt 430-490 nm und ist somit für die Aushärtung der verwendeten Komposite geeignet. Die Leistung der Lampe wurde zum Ende der Untersuchung getestet und in ihrer Wirksamkeit überprüft.

4.2.2.4 Ausarbeitung und Politur

Die gefüllten Kavitäten wurden mit einem torpedoförmigen Arkansas-Stein (Gebr. Brassler) für Winkelstücke geglättet und poliert. Grobe Überschüsse wurden, falls vorhanden, mit einem Finierdiamanten unter Wasserkühlung entfernt. Mit einer feinen Sonde wurden anschließend die Ränder auf tastbare Übergänge überprüft und gegebenenfalls geglättet (Abb.7).

Die Zähne wurden danach umgehend in künstlichem Speichel, der für den Versuch nach Abgaben der Universität Göttingen (s. tabellarischen Anhang) angesetzt wurde, bei Raumtemperatur gelagert, um möglichst klinische Bedingungen zu erhalten.



Abbildung 7: Zahn nach Füllen und Politur

4.2.3 Thermische Wechselbelastung

Jeweils die 10 Prüfkörper einer Gruppe, die 180 Tage gelagert wurden, sind im Zuge der Lagerung einer thermischen Wechselbelastung unterzogen worden. Die thermische Wechselbelastung der Zähne fand in 2000 Zyklen zwischen 5 und 55°C statt. Dies geschah mit Hilfe einer Maschine (Willytec Thermocycler V2.9, etkon, Gräfeling, Deutschland), welche die Prüfkörper in einem Sieb abwechselnd in ein Wärme- und Kältebad taucht. Die Prüfkörper verweilen 30 s in einem Bad und werden über einen Zeitraum von 15 s dem anderen Bad übergeben, wofür das Sieb an einem schwenkbaren Arm angebracht ist. In den Bädern befindet sich destilliertes Wasser, um den Einfluss auf den Rand der Füllung hauptsächlich von der Temperatur abhängig zu machen. Nach Ablauf der Zyklen wurden die Prüfkörper für die folgende Farbstoffpenetration vorbereitet.

4.2.4 Farbpenetration

Als Vorbereitung auf die Farbstoffpenetration wurden die Prüfkörper zunächst mit herkömmlichem Nagellack (Maybelline Jade, Fa. L'Oreal, Düsseldorf, Deutschland) bedeckt, wobei dieser bis auf ca. 1 mm an den Füllungsrand aufgetragen wurde (Abb.8). Hierdurch wurde gewährleistet, dass das Färbemittel nur durch den eventuell aufgetretenen Randspalt unter der Füllung penetrieren kann. Apikal wurden die Zähne nicht versiegelt, da die Zähne in einem Kunststoffsockel befestigt wurden und der Nagellack über den Übergang von Zahn zu Kunststoffsockel aufgetragen wurde, um eine Penetration des Färbemittels von apikal zu vermeiden. Als Färbemittel wurde eine 5%ige Methylenblaulösung verwendet, die 24 Stunden einwirkte. Die Lösung wurde für den Kurz- und Langzeitversuch jeweils neu angesetzt.

Anschließend wurden die Zähne unter Leitungswasser von Rückständen des Färbemittels befreit.



Abbildung 8: Versigelter Zahn vor der Färbung

4.2.5 Sägen der Prüfkörper

Im direkten Anschluss an die Penetration wurden die Zähne mit Hilfe einer individuell hergestellten Sägevorrichtung in mesio-distaler Richtung durchtrennt. Die Zähne wurden zu diesem Zweck an den Kunststoffsockeln in die Vorrichtung eingespannt und per Hand so durch eine wassergekühlte Bandsäge (Exakt Trennschleifsystem, Fa. Exakt Apparatebau GmbH & Co KG, Norderstedt, Deutschland) geführt, dass der Zahn in zwei Hälften geteilt wurde. Hierbei wurde darauf geachtet, dass der Schnitt sowohl im mesialen als auch im distalen Kasten im Bereich der Füllung lag (Abb.9 und 10).

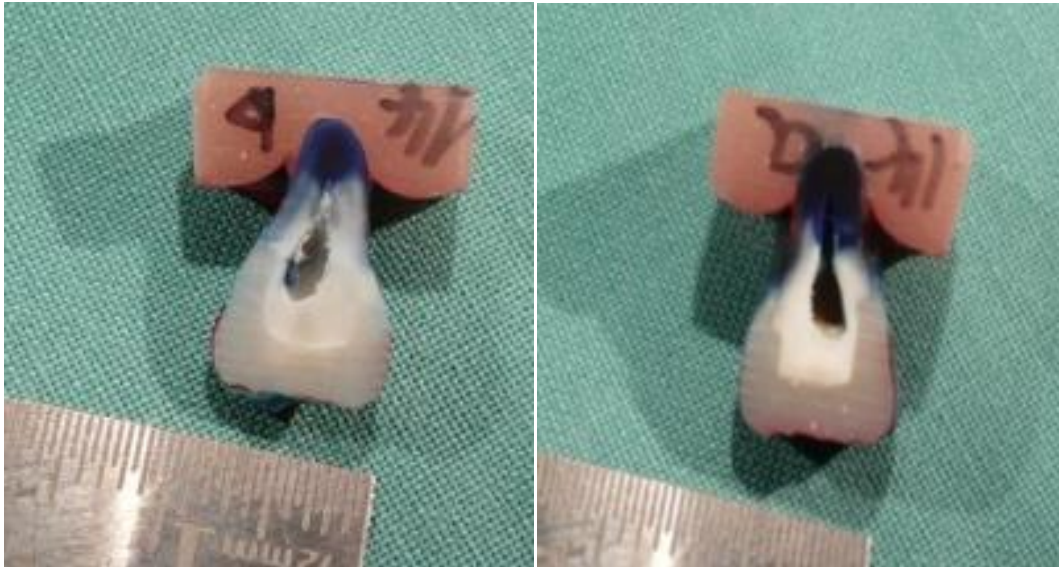


Abbildung 9-10: Jeweils eine Zahnhälfte nach Färben und Sägen

4.2.6 Betrachtung des Randschlusses

Die Auswertung der Schnitte erfolgte mittels einer digitalen Fotokamera (DMC-FX100, Fa. Panasonic, Osaka, Japan) mit 12 Megapixeln Auflösung. Die Zahnhälften wurden im speziellen Nahsichtmodus und per Auslöser fotografiert, wobei in unmittelbarer Nähe ein Millimetermaßstab angelegt wurde. Der für die Nahaufnahme vorgeschriebene gleiche Abstand für die größte Bildschärfe wurde durch die Verwendung eines Stativs gewährleistet. Die Aufnahmen wurden in einem verdunkelten Raum durchgeführt, wobei die Zahnhälften jeweils durch Lampen speziell beleuchtet wurden (Novoflex Macrolight Plus, Fa. Novoflex Präzisionstechnik GmbH, Memmingen, Deutschland). Alle Prüfkörper wurden auf der gleichen Unterlage mit der gleichen Einstellung fotografiert. Die Auswertung erfolgte mit einem üblichen Bildbewertungsprogramm, indem Vergrößerungen eingestellt werden konnten, falls die Penetrationsstrecke nicht eindeutig beurteilt werden konnte. Die Bewertungskriterien werden im Folgenden aufgeführt und exemplarisch in Abb.11-14 für die entsprechenden Grade dargestellt.

Tabelle 6: Bewertungskriterien

<p>Schmelz: 0= Keine Penetration 1= bis Übergang Schmelz-Dentin 2= bis axiale Wand 3= mit Beteiligung der axialen Wand</p>	<p>Dentin: 0= Keine Penetration 1= bis ½-Strecke Dentin 2= bis axiale Wand 3= mit Beteiligung der axialen Wand</p>
---	---



Abbildung 11: Beispiel für Bewertungskriterium 0
(der Pfeil zeigt den nicht penetrierten Übergang zwischen Zahn und Füllung)

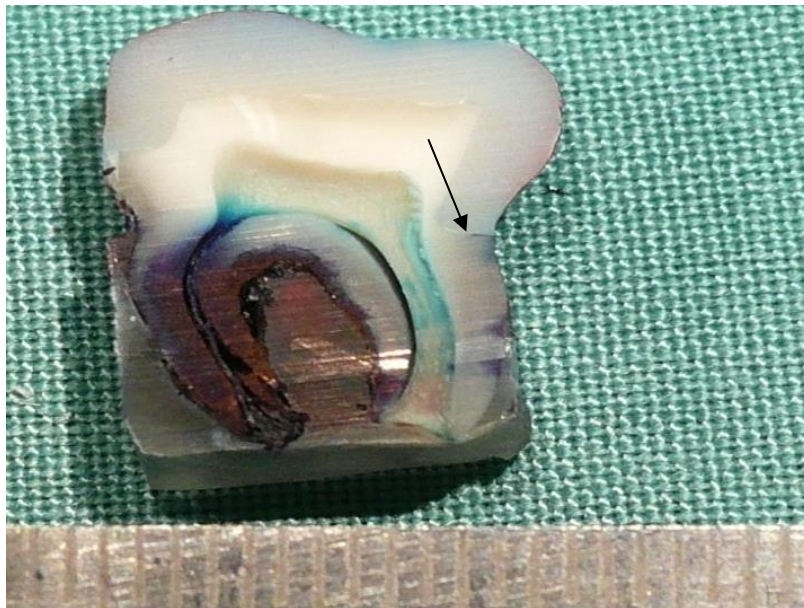
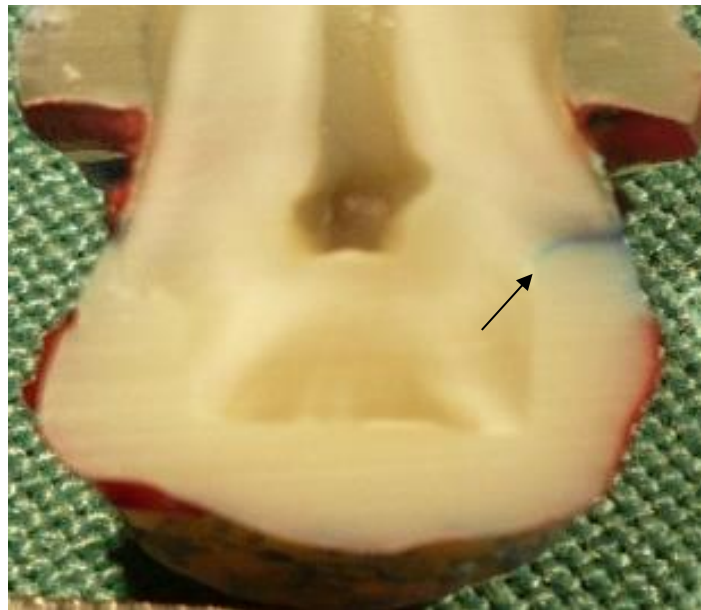
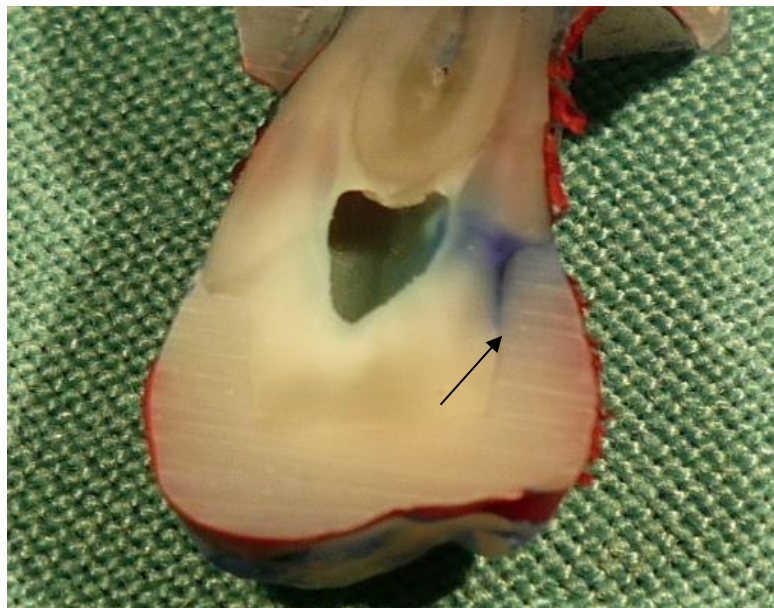


Abbildung 12: Beispiel für Bewertungskriterium 1
(der Pfeil zeigt auf das Ende der Penetrationsstrecke)



**Abbildung 13: Beispiel für Bewertungskriterium 2
(der Pfeil zeigt auf das Ende der Penetrationsstrecke)**



**Abbildung 14: Beispiel für Bewertungskriterium 3
(der Pfeil zeigt auf das Ende der Penetrationsstrecke)**

5. Ergebnisse

5.1 Übersicht

Es wurde pro Zahn an 4 Messstellen im Schmelz und im Dentin die Eindringtiefe des Farbstoffs anhand einer ordinalen Skala bestimmt. Alle Messpunkte wurden von zwei Bewertern (Readern) ausgewertet. Die nachfolgende Tabelle zeigt die Übereinstimmungshäufigkeiten in Anzahl (N) und prozentualem Anteil:

Tabelle 7: Übereinstimmungshäufigkeiten zwischen Reader 1 und 2 nach Anzahl N und in Prozent

		Reader 2				
		0	1	2	3	Total
Reader 1	0	N=181 (29,48%)	N=7 (1,14%)	N=1 (0,16%)	N=0 (0,00%)	N=189 (30,78%)
	1	N=26 (4,23%)	N=32 (5,21%)	N=5 (0,81%)	N=2 (0,33%)	N=65 (10,59%)
	2	N=6 (0,98%)	N=12 (1,95%)	N=63 (10,26%)	N=2 (0,33%)	N=83 (13,52%)
	3	N=10 (1,63%)	N=4 (0,65%)	N=57 (9,28%)	N=206 (33,55%)	N=277 (45,11%)
Total		N=223 (36,32%)	N=55 (8,96%)	N=126 (20,52%)	N=210 (34,20%)	N=614 (100,00%)

Die Ergebnisse wurden für beide Reader auf Grund der geringeren Übereinstimmungsquote getrennt ermittelt. Der einfache Kappa-Koeffizient liegt bei 0.6914, die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse war daher fragwürdig. Der Reader wurde in der späteren Auswertung daher als fester Faktor berücksichtigt. Da Wechselwirkungen im Bezug auf den Reader bestanden, erfolgt eine separate Auswertung für jeden Reader.

Für beide Reader ließ sich ein signifikanter Einfluss der Zeit und der Lage nachweisen, der aber nicht gleich stark bewertet wurde. Die p-Werte für Reader 1 betragen für die Lage $p < ,0001$ und für die Zeit $p = 0,005$, wobei für Reader 2 beide p-Werte $p < ,0001$ betragen (Siehe Tabelle 10 im Anhang).

Abbildung 15 verdeutlicht grafisch die Unterschiede der Bewertung von Reader 1 und 2.



Abbildung 15: Einfluss der Lage und der Zeit zwischen Reader 1 und Reader 2 im Lang- und Kurzzeitversuch

Die Gegenüberstellung von Reader 1 und Reader 2 zeigte, dass beide die gleichen Schlussfolgerungen erreichen, jedoch teilweise unterschiedliche Werte erzielt wurden. Für beide Reader ließ sich ein signifikanter Einfluss der Zeit und der Lage (Schmelz und Dentin) nachweisen. Die im ersten Teil der Analyse beobachtete Wechselwirkung schien daher quantitativ, nicht qualitativ zu sein. Darum wurde im Folgenden die Auswertung der Ergebnisse für beide Reader getrennt durchgeführt. Tabelle 8 und 9 zeigen die entsprechenden p-Werte für Reader 1 bzw. Reader 2.

Tabelle 8: separate Auswertung für Reader 1 (Das * verdeutlicht die Kombination, die untersucht wurde.)

Effekt	Num DF	Den DF	Value	Pr > F(DDF)	Pr > F(infty)
Gruppe	2,99	129	0,47	0,6999	0,6993
Komposit	1	129	2,62	0,1081	0,1057
Gruppe*Komposit	299	129	1,49	0,2199	0,2146
Zeit	1	129	12,09	0,0007	0,0005
Gruppe*Zeit	2,99	129	0,37	0,7773	0,7772
Komposit*Zeit	1	129	2,33	0,1290	0,1265
Gruppe*Komposit*Zeit	2,99	129	0,21	0,8912	0,8914
Lage (Schmelz/Dentin)	1	127	106,51	<,0001	<,0001
Gruppe*Lage	2,92	127	0,21	0,8844	0,8845
Komposit*Lage	1	127	0,01	0,9297	0,9295
Gruppe*Komposit*Lage	2,92	127	1,10	0,3508	0,3468
Lage*Zeit	1	127	0,00	0,9950	0,9950
Gruppe*Lage*Zeit	2,92	127	0,78	0,5030	0,5007
Komposit*Lage*Zeit	1	127	0,40	0,5275	0,5263
Grup*Kompo*Lage*Zeit	2,92	127	0,27	0,8418	0,8419

Tabelle 9: separate Auswertung für Reader 2 (Das * verdeutlicht die Kombination, die untersucht wurde.)

Effekt	Num DF	Den DF	Value	Pr > F(DDF)	Pr > F(infty)
Gruppe	2,99	127	1,67	0,1779	0,1722
Komposit	1	127	0,26	0,6091	0,6083
Gruppe*Komposit	2,99	127	1,17	0,3243	0,3199
Zeit	1	127	19,17	<,0001	<,0001
Gruppe*Zeit	2,99	127	0,84	0,4738	0,4711
Komposit*Zeit	1	127	0,70	0,4033	0,4017
Gruppe*Komposit*Zeit	2,99	127	0,52	0,6709	0,6701
Lage	1	121	97,98	<,0001	<,0001
Gruppe*Lage	2,99	121	0,23	0,8740	0,8742
Komposit*Lage	1	121	0,06	0,8098	0,8094
Gruppe*Komposit*Lage	2,99	121	1,58	0,1988	0,1929
Lage*Zeit	1	121	0,02	0,8979	0,8977
Gruppe*Lage*Zeit	2,99	121	0,25	0,8599	0,8601
Komposit*Lage*Zeit	1	121	0,16	0,6936	0,6929
Grup*Kompo*Lage*Zeit	2,99	121	0,58	0,6302	0,6290

Bei der Angabe der p-Werte ist stets die Spalte Pr > F(infty) zu verwenden.

5.2 24-Stunden-Versuch für Reader 1

5.2.1 Schmelz

Im Kurzzeitversuch über 24 Stunden wurden für den Schmelz die oben dargestellten Ergebnisse ermittelt. Es war ein inhomogenes Verteilungsmuster der Werte vorhanden, da viele im Bereich von Score 0 oder im Bereich von Score 3 lagen. Es bestanden keine signifikanten Auffälligkeiten zwischen den einzelnen Desinfektionsmittelgruppen und der Kontrollgruppe, die in Kombination mit Spektrum die schlechtesten Werte hatte. Die Gruppe Dentosept in Kombination mit Spektrum hatte am besten abgeschnitten. Der Medianvergleich hat gezeigt, dass diese tendenziell im Bereich von Score 1 und Score 0 lagen. Abbildung 16 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.

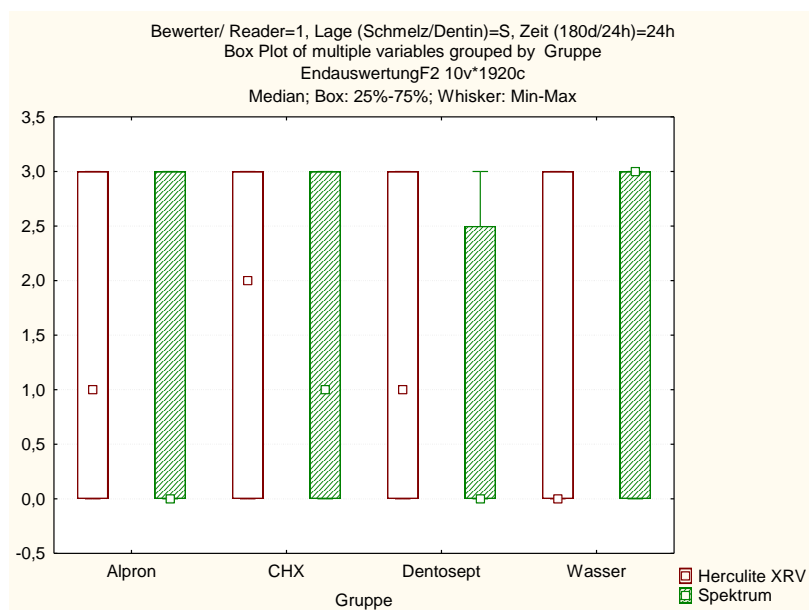


Abbildung 16: Auswertung für Reader 1 im Kurzzeitversuch nach Gruppen nur für Schmelz

5.2.2 Dentin

Die ermittelten Werte des Kurzzeitversuchs im Dentin zeigten eine deutlich geringere Streuung als die des Schmelzes. Es war deutlich zu erkennen, dass weniger als 25% der Werte im Bereich unter Score 2 lagen, meistens sogar unter 3. Einzig die Kombination von Dentosept und Spektrum schien leicht besser abzuschneiden. Der Medianvergleich zeigte einen einheitlichen Wert von 3. Es bestanden somit keine signifikanten Unterschiede zwischen den Desinfektionsmitteln und der Kontrollgruppe.

Im Vergleich mit der Schmelzseite ließ sich folgendes für den Kurzzeitversuch zusammenfassen:

- Schmelz schneidet deutlich besser ab als Dentin.
- Es bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Desinfektionsmitteln und der Kontrollgruppe.
- Spektrum hat gegenüber Herculite XRV einen leichten, jedoch nicht signifikanten Vorteil.

Abbildung 17 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.

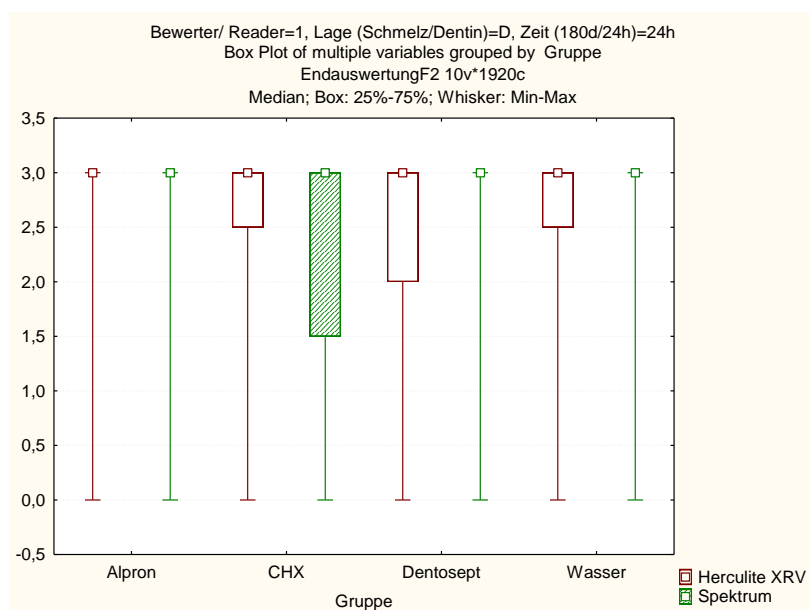


Abbildung 17: Auswertung für Reader 1 im Kurzzeitversuch nach Gruppen nur für Dentin

5.3 180-Tage-Versuch für Reader 1

5.3.1 Schmelz

Für den Langzeitversuch über 180 Tage im Schmelz wies die Kombination Spektrum/CHX die besten Werte auf, da der Median und der Großteil der Werte (bis 75%) im Bereich von Score 0 liegen. Die schlechteste Kombination war Alpron(r) mit Herculite XRV. Hier lagen mehr als 75% der Scores im Bereich von 3, obwohl der Median bei Score 0 lag. Spektrum hatte im Vergleich zu Herculite XRV besser abgeschnitten, die Mediane lagen für Spektrum in niedrigeren Bereichen als für Herculite XRV. Die Komposite unterschieden sich jedoch

nicht signifikant. Im Vergleich zur Kontrollgruppe Wasser war CHX und Dentosept besser, Alpron(r) leicht schlechter, jedoch nicht signifikant. Der Medianvergleich zeigte, dass diese im Bereich von 0-1 liegen. Eine Ausnahme bildete die Kombination Dentosept mit Herculite XRV. Abbildung 18 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.

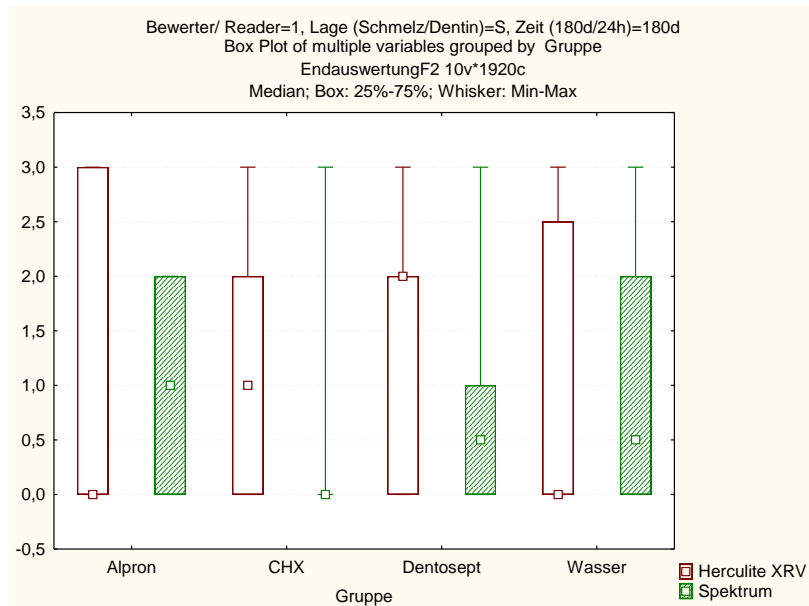


Abbildung 18: Auswertung für Reader 1 im Langzeitversuch nach Gruppen nur für Schmelz

5.3.2 Dentin

Die beste Kombination für die Seite des Dentins war im Langzeitversuch CHX mit Spektrum. Hier lagen mehr Scores im Bereich von 0 als bei den anderen Kombinationen. Die Kombination hatte im Vergleich mit der Kontrollgruppe ähnlich gute Werte wie diese, es bestanden aber keine statistisch signifikanten Unterschiede. Auch hier zeigte Spektrum tendenziell bessere Werte als Herculite XRV, die Unterschiede waren jedoch auch hier nicht signifikant. Die Medianvergleiche unterschieden sich geringer als beim Schmelz und lagen tendenziell im Bereich von 2,5 und 3.

Im Vergleich Schmelz-Dentin zeigten die Ergebnisse,

- dass im Schmelz signifikant bessere Werte erhoben worden sind.
- dass Spektrum tendenziell besser abschneidet, jedoch nicht signifikant.
- dass keine signifikanten Unterschiede der Desinfektionsmittelgruppen zur Kontrollgruppe bestehen.

Abbildung 19 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.



Abbildung 19: Auswertung für Reader 1 im Langzeitversuch nach Gruppen nur für Dentin

5.4. Auswertung nach Flaschensystemen für Reader 1

5.4.1 Einflaschensystem

Wie in Abbildung 20 deutlich wird, gab es für die Kombination aus Prime&Bond NT® und Dentin einen auffällig hohen Wert für die größte Penetrationsstrecke im Kurzzeitversuch. Der Wert lag bei ca. 77% und ist deutlich höher als der vergleichbare Wert im Langzeitversuch. Die Streuung der einzelnen Scores war im Langzeitversuch größer. Es wurden mehr Werte von Score 1 und 2 erreicht als im Kurzzeitversuch, wo hauptsächlich die minimale oder maximale Penetrationsstrecke erreicht wird. Weiter wurde auch in dieser Abbildung deutlich, dass für das Einflaschensystem die gleichen Aussagen zutreffen wie für die Desinfektionsmittel: die Penetrationsstrecken waren im Dentin signifikant größer als im Schmelz und die Werte, die im Langzeitversuch erreicht werden, sind auch im Falle des Einflaschensystems besser als für den Kurzzeitversuch. Abbildung 20 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.

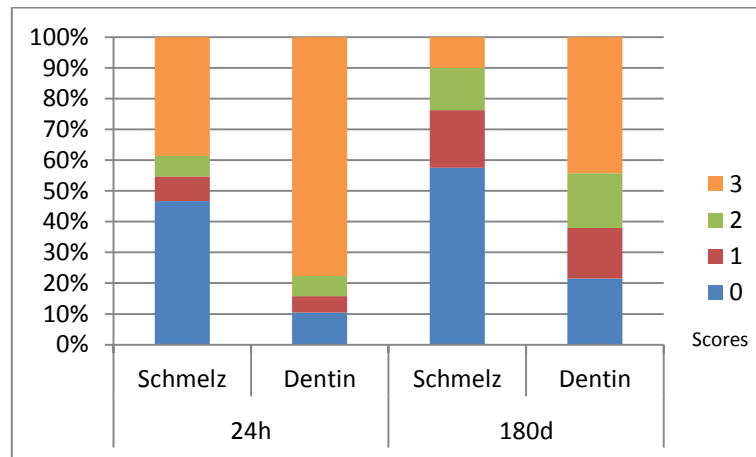


Abbildung 20: absolute Häufigkeiten in % für Prime&Bond NT® ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (Da sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Desinfektionsmitteln zeigt, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht angezeigt.)

5.4.2 Mehrflaschensystem

In Bezug auf das Mehrflaschensystem ergab sich ein nicht signifikanter Unterschied zum Einflaschensystem. Die ermittelten Werte sind sehr ähnlich, sie unterschieden sich nur minimal. Das Dentin schnitt im Vergleich mit dem Einflaschensystem im Langzeitversuch noch schlechter ab, da mehr Werte im Bereich von Score 3, also dem maximalen Penetrationswert lagen. Da aber insgesamt mehr Werte im Bereich von Score 1 und 2 lagen, ist der Langzeitversuch besser zu bewerten als der Kurzzeitversuch, in dem nur wenige Werte im Bereich von Score 1 und 2 lagen. Abbildung 21 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.

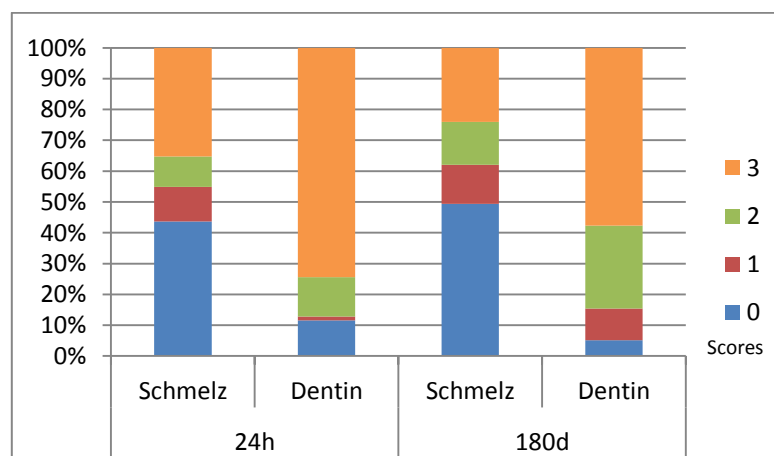


Abbildung 21: absolute Häufigkeiten in % für OptiBond FL® ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (Da sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Desinfektionsmitteln zeigt, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht angezeigt.)

Beide Abbildungen verdeutlichen die oben gewonnenen Erkenntnisse, dass zwar die Beobachtung der Lage und der Zeit einen signifikanten Unterschied ergab, Desinfektionsmittel und Haftvermittler jedoch keinen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis hatten.

5.5 24-Stunden-Versuch für Reader 2

5.5.1 Schmelz

Die Auswertung für den Kurzzeitversuch auf der Schmelzseite zeigte ein eher inhomogenes Bild, die Mediane waren im Vergleich sehr gestreut und kamen in allen Bereichen vor. Aus der tabellarischen Auflistung der Werte wurde weiterhin deutlich, dass für alle Gruppen Score 1 und Score 2 im Vergleich zu Score 0 und Score 3 weniger häufig vergeben wurde. Es bestand aber kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Kombinationen. Abbildung 22 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.

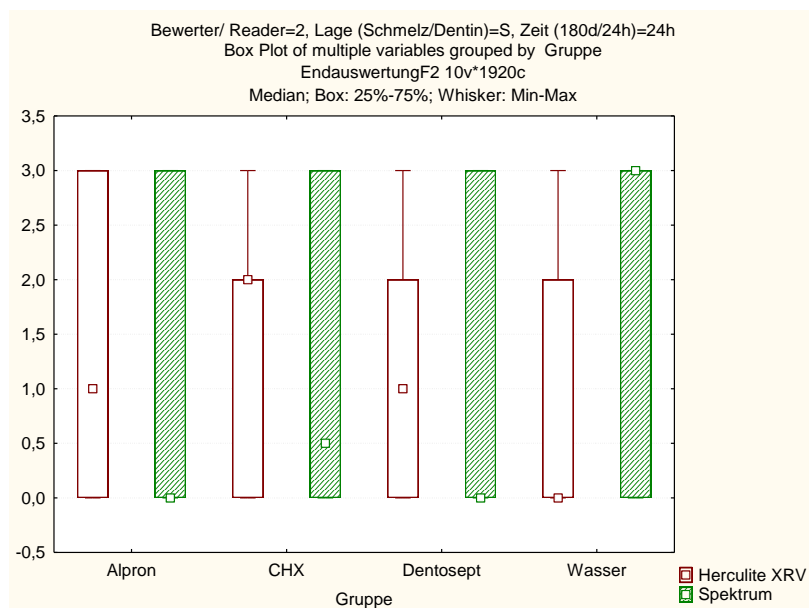


Abbildung 22: Auswertung für Reader 2 im Kurzzeitversuch nach Gruppen nur für Schmelz

5.5.2 Dentin

Der Kurzzeitversuch für die Dentinseite der Zähne zeigte ein tendenziell homogenes Bild. Die beste Kombination war Dentosept mit Herculite XRV, es gab aber keinen statistischen Beleg dafür. Die Mediane waren fast ausschließlich im Bereich von 3. Meist waren mehr als 25% der Werte im Bereich von Score 2.

Im Vergleich mit dem Kurzzeitversuch auf der Schmelzseite wurde ersichtlich, dass

- keine signifikanten Unterschiede innerhalb der Gruppen und im Vergleich mit der Kontrollgruppe bestanden.
- die Dentinseite signifikant schlechter abgeschnitten hatte als die Schmelzseite.
- die Komposite sich nicht signifikant unterschieden.

Abbildung 23 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.

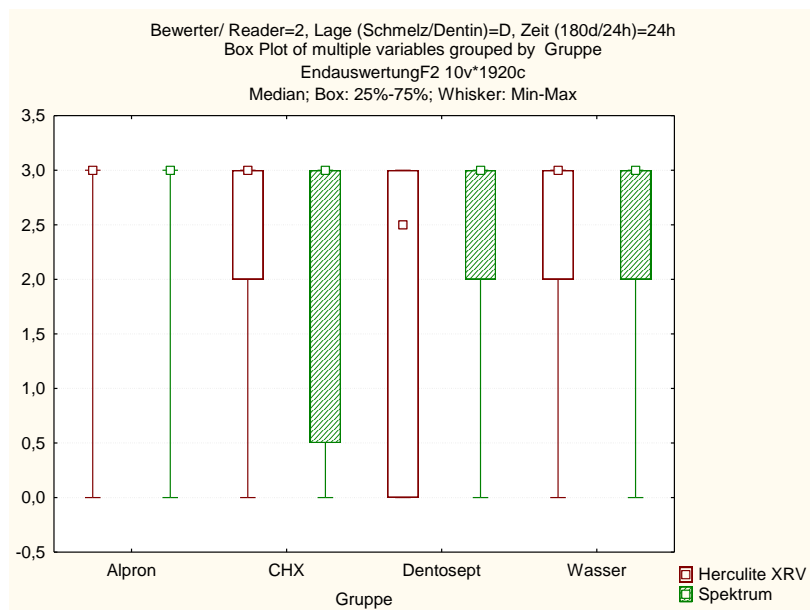


Abbildung 23: Auswertung für Reader 2 im Kurzzeitversuch nach Gruppen nur für Dentin

5.6 180-Tage-Versuch für Reader 2

5.6.1 Schmelz

Die Auswertung der Prüfkörper für den Langzeitversuch im Schmelz ergab ähnliche Werte wie bei Reader 1. Die Kombination aus Spektrum und CHX war auch hier am besten, d.h. weniger als 25% der Werte sind größer als 0. Dieser leichte Vorteil ist aber nicht signifikant. Der Medianvergleich zeigte auch hier, dass kein signifikanter Unterschied der Gruppen untereinander und zur Kontrollgruppe bestand. Die Mediane lagen hauptsächlich im Bereich von Score 0, lediglich die Kombination Dentosept mit Herculite XRV lag im Bereich von 1. Abbildung 24 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.

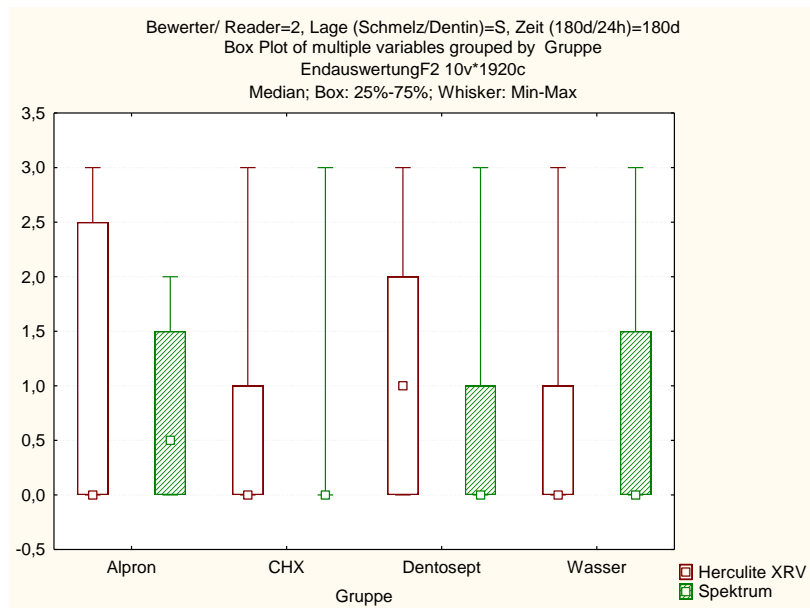


Abbildung 24: Auswertung für Reader 2 im Langzeitversuch nach Gruppen nur für Schmelz

5.6.2 Dentin

Der Langzeitversuch im Dentin zeigte ein anderes Verhalten. Die beste Kombination war Dentosept mit Herculite XRV, da hier 25-75% aller Werte im Bereich von Score 2 lagen. Der Medianvergleich zeigte ein homogenes Bild, da alle im Bereich von 2 lagen bis auf die Kombination Alpron® mit Herculite XRV (hier 2,5). Die Gruppen unterschieden sich somit nicht signifikant untereinander oder im Vergleich mit der Kontrollgruppe.

Im Vergleich mit der Schmelzseite des Teilversuchs ließen sich folgende Schlüsse ziehen:

- Es gab sowohl im Schmelz als auch im Dentin keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen und der Kontrollgruppe.
- Im direkten Vergleich von Schmelz und Dentin schnitt die Dentinseite signifikant schlechter ab.
- Die Komposite untereinander zeigten weder im Schmelz noch im Dentin signifikante Unterschiede.

Abbildung 25 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.

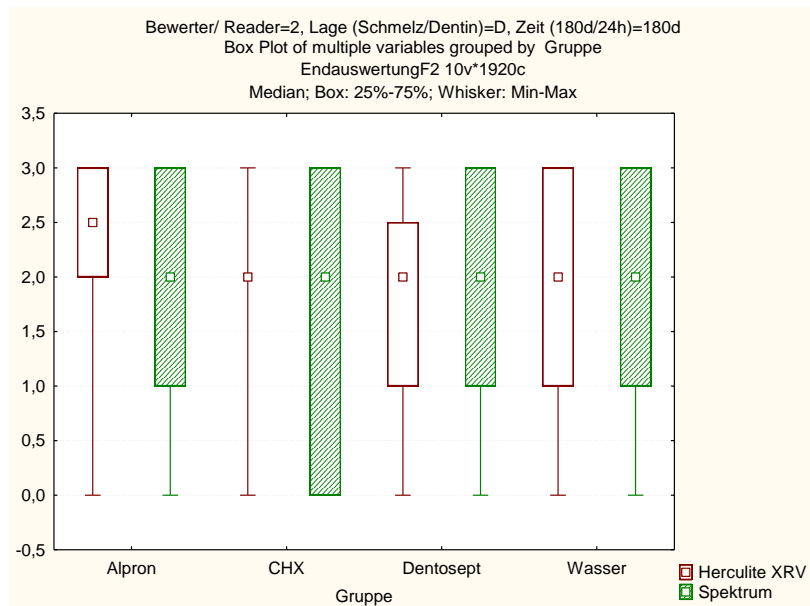


Abbildung 25: Auswertung für Reader 2 im Langzeitversuch nach Gruppen nur für Dentin

5.7 Auswertung nach Flaschensystemen für Reader 2

5.7.1 Einflaschensystem

Die Betrachtung der ermittelten Werte für das Einflaschensystem Prime&Bond NT® verdeutlichte das gute Abschneiden der Schmelzseite. Hier lagen ca. 53 und 65% der Werte im Bereich von Score 0. Dentin hatte dazu im Kurzzeitversuch einen auffällig hohen Anteil an Score 3 (ca. 63%). Es lagen anteilig mehr Bereiche im minimalen und maximalen Score als in den Mittleren. Abbildung 26 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.

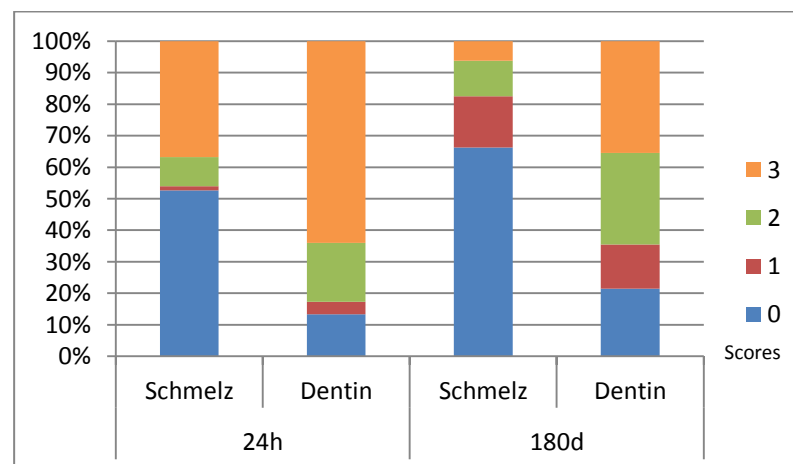


Abbildung 26: absolute Häufigkeiten in % für Prime&Bond NT® ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (Da sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Desinfektionsmitteln zeigt, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht angezeigt.)

5.7.2 Mehrflaschensystem

Die Ergebnisse des Mehrflaschensystems waren denen des Einflaschensystems sehr ähnlich. Es waren jedoch im Vergleich anteilig mehr Bereiche der mittleren Scores vorhanden. Schmelz erreichte auch hier den besten Wert im Langzeitversuch von ca. 63% im Bereich von Score 0, wohingegen Dentin im Kurzzeitversuch mit ca. 62% im Bereich von Score 3 am schlechtesten abschnitt. Abbildung 27 zeigt die Ergebnisse in einer grafischen Darstellung.

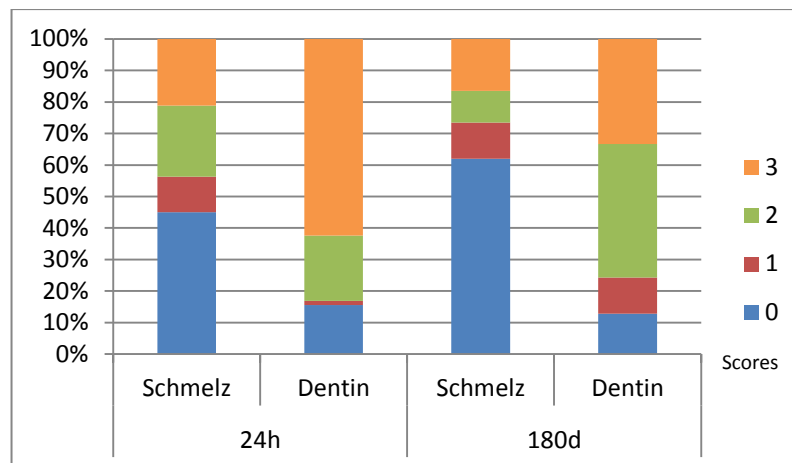


Abbildung 27: absolute Häufigkeiten in % für Prime&Bond NT® ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (da sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Desinfektionsmitteln zeigt, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht angezeigt)

5.8 Zusammenfassung

- Im Vergleich mit dem Langzeitversuch wurde deutlich, dass dieser signifikant bessere Ergebnisse sowohl im Schmelz als auch im Dentin erzielt.
- Die Schmelzseite schnitt in allen Teilversuchen signifikant besser ab als die Dentinseite.
- Die unterschiedlichen Komposite zeigten keinen signifikanten Einfluss.
- Die Desinfektionsmittel unterschieden sich ebenfalls nicht signifikant untereinander oder zur Kontrollgruppe.
- Die Gegenüberstellung von Reader 1 und Reader 2 zeigte, dass beide die gleichen Schlussfolgerungen erreichen, jedoch mit unterschiedlichen Werten. Für beide Reader lässt sich ein signifikanter Einfluss der Zeit und der Lage nachweisen. Die im ersten Teil der Analyse beobachtete Wechselwirkung zwischen Reader 1 und Reader 2 scheint daher quantitativ, nicht qualitativ zu sein.

Die Auswertung verdeutlicht somit den Einfluss der Lage des Randes im Schmelz oder im Dentin und den Einfluss der Lagerungszeit auf die Penetrationstiefe.

6.Diskussion

6.1 Diskussion der Materialien

6.1.1 Zähne

Als Prüfkörper wurden in dieser Studie extrahierte menschliche Molaren der zweiten Dentition und Weisheitszähne verwendet. Es wurden nur Zähne des Ober- und Unterkiefers zur Probenherstellung herangezogen, die kariesfrei waren und keine Defekte aufwiesen. Diese sind für die hier angewandten in-vitro-Untersuchungen als gutes Untersuchungsmaterial anzusehen (Causton 1987). Um möglichst realistische und klinisch anzunehmende Bedingungen zu erzielen, wurde darauf geachtet, dass die Zähne nach Extraktion sofort in einer 0,1%igen Thymol-Lösung gelagert wurden und nicht länger als 4 Wochen aufbewahrt wurden. Haller et al. (1993) haben gezeigt, dass die verwendete Lösung eine Keimbesiedelung im Sinne des Infektionsschutzes verhindert. Die Lagerung hat zwar einen Einfluss auf die Vergleichbarkeit mit anderen Studien, da diese sich aber zusätzlich in anderen Parametern von dieser Studie unterscheiden, ist eine relative Vergleichbarkeit dennoch gegeben und die Lagerung in einer 0,1%igen Thymol-Lösung als geeignet einzuschätzen (Haller 1994, Retief 1991). Wie Yoshiama et al. (2003) und Doi et al. (2004) festgestellt haben, ist die Haftung von Adhäsiven in kariös verändertem Dentin schlechter als in gesundem Dentin. Es wurden deshalb nur klinisch gesunde Molaren verwendet. Des Weiteren können Sklerosierungsvorgänge im Dentin zu einer veränderten Haftung beitragen. Durch die Verkleinerung der Durchmesser der Dentinkanälchen im zunehmenden Alter des Zahns (Schroeder 2000) kann eine größere Anlagerungsfläche des Adhäsivs an das Dentin vorhanden sein. Dies kann eine Erklärung für höhere Haftwerte von Dentinhaftvermittlern sein. Mixson et al. (1993) fanden heraus, dass das Alter der Zähne sich nicht signifikant auf die Qualität der Restaurationsränder auswirkt. Unterschiede in Zusammensetzung, Alter und kleinere Größenunterschiede konnten dennoch nicht ausgeschlossen werden, wurden aber durch die ausreichend große Anzahl an Prüfkörpern und eine definierte Kavitätengröße weitgehend harmonisiert. Die Dentinpermeabilität wurde in dieser Studie nicht simuliert, da es durch künstliche Perfusion zu einem geringeren Haftverbund kommen kann (Tao et al. 1991, Prati 1994). Die Zähne wurden vor der Behandlung in einer Thymol-Lösung und nach der Behandlung in künstlichem Speichel gelagert.

Als Alternative zu humanen Molaren hätten Rinderzähne Verwendung finden können (Davidson et al. 1984). Diese sind im Gegensatz zu menschlichen Zähnen schlechter untersucht, die Angaben zum histologischen Aufbau sind sehr verschieden. Es wurde in Studien von Causton (1987) und Bauß (1996) eine größere Permeabilität für Dentinhaftvermittler und geringere Haftwerte im Verbund von Dentin und Adhäsiv nachgewiesen.

Die Verwendung von humanen Molaren, deren Lagerung und Vorbereitung auf die Weiterverarbeitung wird somit im Sinne dieser in-vitro-Studie als geeignet angesehen.

6.1.2 Bonding und Komposit

Als Adhäsivsysteme wurden ein Einflaschen- und ein Mehrflaschensystem, die auf Harz basieren, verwendet. Als Komposite wurden jeweils vom Hersteller empfohlene, auf die Dentinadhäsive abgestimmte, stopfbare Komposite benutzt. Die Ausbildung eines dichten Randchlusses hängt von beiden Komponenten ab (Szep et al. 2003, Poskus et al. 2004). Sowohl Opti-Bond FL und Prime&Bond NT basieren auf der Etch-and-Rinse-Technik, bei der die Zähne vorher separat mit einer Säure konditioniert werden, die den kompletten Smear-Layer entfernt. Beide Systeme bilden eine Hybridschicht mit dem konditionierten Dentin und Schmelz aus, die zusätzlich zu den intratubulären Zapfen und der mikromechanischen Retention als Haftung dient (Peumans et al. 2005, Pashley et al. 2007). Bei der Anwendung von Prime&Bond NT wurde zudem darauf geachtet, dass die Dentinoberfläche nicht zu stark getrocknet wird, da in Prime&Bond NT im Gegensatz zu Opti-Bond FL (Wasser und Ethanol) nur Ethanol als Lösungsmittel im Bonding vorhanden ist. Dies hat zur Folge, dass freigelegte Kollagenfasern kollabieren können und so die Ausbildung einer funktionsfähigen Hybridschicht nicht stattfinden könnte (Van Meerbeek et al. 2001, Kanca 1992b). Das Wiederanfeuchten hilft dem nicht auf Wasser basierten Lösungsmittel in die Kollagenschicht zu penetrieren (Pashley et al. 1994). Wie Tay et al. (1996) herausfanden, kann es durch unzureichendes Austauschen von Wasser durch Bonding auch zu einem schwächeren Verbund zwischen Dentin und Komposit kommen. Es wurde bei beiden Gruppen Wert darauf gelegt, die Lösungsmittel, Bondingüberstände und möglicherweise enthaltene Restfeuchtigkeit aus der Kavität zu verblasen, da diese den Haftverbund signifikant verschlechtern kann (De Munck et al. 2005, Tay et al. 1996, Tay et al. 1997).

Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden verwendeten Adhäsivsystemen gefunden, wobei OptiBond FL mit Herculite XRV im Vergleich mit Prime&Bond NT und Spektrum leicht schlechter abgeschnitten hat. Dies kann zum einen daran liegen, dass die Verwendung von zwei verschiedenen Flaschen zu mehr Fehlern führen kann. Auch der Aspekt des Einflusses des Behandlers und der Techniksensitivität spielt hier eine Rolle. Zum anderen können auch chemische Prozesse im Adhäsiv stattfinden, sodass das Färbemittel besser penetriert.

Ein weiterer Grund kann im Verbund des relativ neu eingeführten Komposits im Haftverbund mit dem Adhäsivsystem liegen.

6.1.3 Brauchwasserdesinfektionsmittel

Brauchwasserdesinfektionsmittel werden heutzutage in fast allen zahnärztlichen Behandlungseinheiten gefunden. Für die Effektivität der Keimreduktion stehen verschiedene Substanzen zur Verfügung.

Während CHX auch als Mundspüllösung Verwendung findet und von vielen verschiedenen Herstellern angeboten wird, sind die Bestandteile der verwendeten Brauchwasserdesinfektionsmittel Alpron(r) (als Hauptwirkstoff EDTA) und Dentosept (als Hauptwirkstoff H_2O_2) nicht als Mundspüllösung geeignet.

In verschiedenen Studien wurde getestet, dass die Kavitätenreinigung mit CHX einen positiven Effekt auf den Haftverbund von Etch-and-Rinse-Systemen hat (Carillho et al. 2007, Mobarak et al. 2010). Mobarak et al. (2010) fanden außerdem heraus, dass die Konzentration des CHX keinen Einfluss auf das Bonding hat. Ercan et al. (2009) konnten in einer Studie zeigen, dass Total-etch-Systeme bei CHX-Desinfektion bevorzugt werden sollten. Auch in dieser Studie wurden ausschließlich total-etch-Systeme verwendet.

EDTA, welches als aktiver Bestandteil in Alpron(r) zu finden ist, ist ein Chelatkomplex, der auch in der Endodontie Verwendung findet. Es entfernt den Smear-Layer und wirkt so ebenfalls als Dentinkonditionierer. In Bezug auf EDTA, konnten Cecchin et al. (2010) zeigen, dass EDTA keine Verschlechterung gegenüber der Kontrollgruppe hat.

H_2O_2 ist der aktive Bestandteil des Brauchwasserdesinfektionsmittels Dentosept. Obwohl H_2O_2 auch demineralisierende Wirkung auf das Dentin haben soll (Van Meerbeek et al. 1992b), konnten Ernst et al. (1999) feststellen, dass die Haftkraft auf präpariertem Dentin nach H_2O_2 -Behandlung signifikant nachlässt. Dies könnte durch Kollagen auflösende Effekte zustande kommen. Auch nach der Behandlung der Oberfläche durch H_2O_2 sollten Total-etch-Systeme bevorzugt werden (Ercan et al. 2009). Bethke et al. (2005) fanden allerdings heraus, dass alle Desinfektionsmittel einen negativen Einfluss auf die Haftkraft des Bondings im Dentin haben. In dieser Studie konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Brauchwasserdesinfektionsmitteln nachgewiesen werden, wobei die CHX-Gruppen leicht besser abgeschnitten haben.

6.2. Diskussion der Methodik

6.2.1 In-vitro-Untersuchung

Prinzipiell bestehen zwei Möglichkeiten der Untersuchung eines klinischen Sachverhaltes. Die In-vivo-Untersuchungen erfolgen dabei unter klinischen Bedingungen. Sie sind im Allgemeinen aussagefähiger, haben aber im Bezug auf die Standardisierung Schwächen. Des Weiteren sind sie oft teurer und müssen zudem ethisch vertretbar sein. Die in-vitro-Untersuchungen versuchen klinische Bedingungen so gut es geht nachzuahmen, sind dabei aber patientenunabhängig, was z.B. Mundhygiene, Speichelzusammensetzung oder Kau-druck betrifft. Für die Randspaltanalyse ist die in-vitro-Untersuchung ein weit verbreitetes Mittel, welches die Rasterelektronenmikroskopie oder die Farbpenetration mit verschiedenen Lösungen beinhaltet. Die Untersuchungen können gut standardisiert werden und es können

methodisch verschiedene Parameter verändert werden (Haller und Schuster 2000, Preussker et al. 2003, Poskus et al. 2004). Für diese In-vitro-Studie war es wichtig, möglichst klinische Bedingungen zu schaffen und annähernd die gleichen Arbeitsabläufe, welche die Behandlung vorgibt, zu übernehmen. Dies wurde zum einen durch die Verwendung von Materialien erreicht, die auch im klinischen Alltag verwendet werden, zum anderen durch die Lagerung in künstlichem Speichel und die Temperaturwechselbelastung.

6.2.2 Design der Kavität

Das Design der Kavität wurde auf der einen Seite so gewählt, dass es standardisiert präparierbar war, auf der anderen Seite dennoch an klinische Gegebenheiten angepasst ist. Da in den meisten Fällen trotz minimalinvasiver Präparation nur wenige Füllungsänder komplett im Schmelz liegen, wurden, um klinische Verhältnisse zu simulieren und beide Zahnhartsubstanzen zu beurteilen, zwei unterschiedliche Kästen präpariert. Dazu wurde entweder auf der mesialen oder distalen Seite des Zahnes ein approximaler Kasten präpariert, der 1-1,5mm oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze lag. Die entgegengesetzte Seite wurde ca. 1-1,5mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze präpariert. Die Größe der Kavität lag im Bereich der in anderen Studien verwendeten Kavitäten (Bala et al. 2003, Poskus et al. 2004). Die Kavitäten wurden für beide Adhäsive einheitlich präpariert. Die Präparation eines Unterschusses für eine makromechanische Haftung, wie beim Amalgam, ist für Komposite nicht notwendig (Swift et al. 2001, Terry und Geller 2004).

Die Frage nach der Schmelzrandanschrägung ist umstritten, da es sowohl Befürworter (Opdam et al. 1998, Hugo et al. 1992, Lösche et al. 1993, Dietschi et al. 1995, Cheung 1990a, Cheung 1990b), als auch Gegner (Schröder 2000, Wilson et al. 1991) gibt, die im zervikalen Bereich Schwierigkeiten in der Restsubstanzdicke des meist prismenfreien Schmelzes bemängeln. Um aber auch in Randbereich der Füllung ein gutes retentives Ätzmuster zu erhalten, wurden ausschließlich die Schmelzänder während der Präparation angeschragt und darauf geachtet, dass der Schmelz im Kastenbereich nicht zu dünn wird. Da die Präparationsgrenze mindestens 1mm oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze lag, sollte der Schmelz in diesem Bereich ausreichend stark für eine Anschrägung sein.

6.2.3 Ausarbeitung und Politur

Die grobe Überschussentfernung erfolgte mittels eines rotierenden Diamanten. Das Glätten der Kavitätenänder, vor allem im approximalen Kastenbereich, erfolgte durch einen Arkansasstein, der nach Herstellerangaben eingesetzt wurde. Die Ausarbeitung mit Soflex-Scheiben wurde hier nicht vorgenommen, da es zum einen nicht auf eine hochglanzpolierte Oberfläche ankam und zum anderen die Füllungsüberstände gezielter entfernt werden konnten, ohne die umgebende Zahnhartsubstanz zu verletzen. Auch das Verschließen des

Übergangs von Zahnhartsubstanz zu Komposit durch kleinste Staubpartikel konnte so vermieden werden, da die Arkansas-Steine nur unter Wasserkühlung verwendet wurden.

Die in-vitro-Untersuchung ermöglicht in diesem Fall eine optimale Überschussentfernung auch im approximalen Kasten unter direkter Sicht. Die Zahnhartsubstanz kann viel effektiver geschont werden. Die Kavitätenränder sind auf diese Weise optimal für den Farbstoffpenetrationstest vorbereitet.

6.2.4 Lagerung

Grundsätzlich stehen für in-vitro-Untersuchungen unterschiedliche Lagerungs-medien zur Verfügung. Typische Lagerungsmedien sind gewöhnliches Leitungswasser (Crim 1991) oder auch destilliertes Wasser (Chohayeb und Rupp 1989), Alkohol (Kamel et al. 1990), Thymol-lösung (Blunck et al. 1990, Haller et al. 1993b) sowie Formalinlösung (Davis et al. 1989), Natriumhypochlorit (NaOCl) (Hammesfahr et al. 1987) oder Chloraminlösung (Finger und Ohsawa 1987).

Wie Lee et al. (2007) herausfanden, hat NaOCl einen negativen Effekt auf die Haftfestigkeit des Bondings, da es zu einem stärkeren Herauslösen der kollagenen Fasern aus dem Dentin kommt (Finger 1988). Formalin wird als Mittel der Wahl für in-vitro-Versuche mit Rinderzähnen angesehen (Lee et al. 2007), kann aber zu positiv veränderten Ergebnissen bei humanen Zähnen führen (Kimura et al. 1985).

Thymol hat eine desinfizierende Wirkung auf Grund derer die Zähne vor der Präparation darin gelagert wurden. Da Thymol aber durch Phenolanteile den Polymerisationsgrad verringert (Finger 1988), wurden die Zähne nach der Präparation nicht mehr in einer Thymollösung aufbewahrt, sondern direkt in künstlichem Speichel gelagert.

Um klinischen Gegebenheiten nahe zu kommen, können Zähne in künstlichem Speichel lagern (Jedynakiewicz und Martin 2001, Musanje et al. 2001, Siederidou et al. 2011, Musanje und Darvell 2003, Fragoso et al. 2011). Nach Musanje und Darvell (2003) ist künstlicher Speichel Mittel der Wahl für in-vitro-Untersuchungen. Komposite, die in künstlichem Speichel gelagert wurden, zeigen gleiches Expansionsverhalten wie Komposite, die in destilliertem Wasser gelagert wurden (Jedynakiewicz 2001). Die Lagerung in künstlichen Speichel zeigt nach Untersuchungen von Siederidou et al. (2011) und Musanje et al. (2001) keinen Einfluss auf die Biegefestigkeit von Kompositen. Es bestehen hierzu allerdings unterschiedliche Ansatzpunkte was die Temperatur des Speichels während der Lagerung anbelangt. Während Musanje et al. (2001) eine Temperatur von 37°C verwendeten, wurden die Proben in der Untersuchung von Siederidou et al. (2011) bei Raumtemperatur gelagert. In dieser Studie wurden die Prüfkörper bei ca. 8°C gelagert, da Muzine dem künstlichen Speichel beigemischt wurden und diese bei Raumtemperatur zu schnell altern. Fragoso et al. (2011) stellten weiterhin fest, dass die Lagerung im Speichel keinen Einfluss auf die Härte oder Remineralisation des Schmelzes hat.

Die Lagerung im künstlichen Speichel kann somit als geeignetes Lagerungsmedium betrachtet werden und kommt den klinischen Bedingungen näher als alle anderen Lagerungsmedien. Die jeweilige Zusammensetzung des künstlichen Speichels kann dabei eine Rolle spielen.

6.2.5 Thermische Wechselbelastung

Um im Langzeitversuch über 180 Tage eine realistische Alterung der Füllungen zu erreichen, wurden die Prüfkörper einer thermischen Wechselbelastung ausgesetzt. Die im Mund auftretenden Temperaturschwankungen können so *in vitro* simuliert werden. Auf Grund der unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Komposit und Zahn kommt es zu unterschiedlichen Volumenschwankungen, die sich negativ auf den Verbund auswirken können (Cheung 1990, Janda 1988). Über die Anzahl der Zyklen und die Temperatur gibt es unterschiedliche Ansätze (Wendt et al. 1992, Staninec et al. 1986). Um eine relative Vergleichbarkeit mit anderen Studien zu gewährleisten wurden, wie in der Literatur üblicherweise beschrieben, 2000 Zyklen in einem 5°C-Bad und 55°C-Bad absolviert. Die Prüfkörper hatten dabei eine Verweildauer in den Bädern von jeweils 30 Sekunden (Crim et al. 1985, Blunk 1988). Durch die Lagerung in Wasserbädern kann es zu einer Aufnahme von Wasser in den Komposit kommen. Eine Folge davon kann die hygroskopische Expansion sein. Diese kann der Polymerisationsschrumpfung entgegenwirken und diese zum Teil sogar ausgleichen (Janda 1990, Feilzer et al. 1990a). Um dies während der thermischen Wechselbelastung auszuschließen, wurden die Bäder mit destilliertem Wasser gefüllt (Martin et al. 2003). Anschließend wurden die Zähne wieder in künstlichem Speichel gelagert.

Ein weiteres Mittel zum Stressen der Kavitätenränder wäre mittels mechanischer Kausimulation möglich gewesen. Da die Füllungen mehr von okklusal belastet werden und primär der Randspalt unberührt bleibt, wird durch die thermische Wechselbelastung der Füllungsrand für die Studie ausreichend belastet.

6.2.6 Farbstoffpenetration

Ein wesentliches Kriterium für die Beständigkeit einer Füllung ist die marginale Adaptation. Über einen längeren Zeitraum können unterschiedliche Temperaturen und mechanische Belastung dazu führen, dass Randspalten entstehen und gegebenenfalls sogar Stoffwechselprodukte und Bakterien in den entstandenen Randspalt eindringen (Cheung 1990a, Roulet 1987, Swift et al. 1995, Dörfer et al. 2000).

Die Farbstoffpenetration stellt bei *in-vitro*-Untersuchungen ein gängiges Mittel dar, um Randspalten an Füllungsrandern zu beurteilen (Roulet 1987, Roulet 1994, Alani und Toh 1997, Hilton 2002, Haller 1994, Majeed et al. 2009). Die Farbstoffpenetration eignet sich durch ihre einmalige Anwendung nicht für Verlaufs- und *in vivo*-Untersuchungen, die in dieser Studie nicht vorgenommen wurden.

In dieser Studie wurde der Zahn in zwei Hälften gesägt, wobei der Schnitt mittig durch die Füllung gelegt wurde. Es entstanden demnach vier Messstellen pro Zahn, wobei jeweils zwei Messstellen im Schmelz und zwei im Dentin lagen. Die Eindringtiefe wurde anhand einer ordinalen Zahlenskala ermittelt (Hilton 2002).

Während die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung nur einen sehr begrenzten Eindruck darüber gibt, ob ein Randspalt vorhanden ist oder ob es nur eine sehr oberflächliche Aussprengung ist, kann durch die Farbpenetration auch die Tiefe beurteilt werden. Durch hydrophile Farbstoffe kann es allerdings auch zu leichten Verfälschungen kommen wenn hydrophile Bondings verwendet werden. Hydrophile Farbstoffe können leichter mit hydrophilen Bondings reagieren und so zu negativ verfälschten Ergebnissen führen. Es ist anzunehmen, dass dies der Grund ist, warum OptiBond FL nicht besser abgeschnitten hat als Prime&Bond NT. Des Weiteren sind die Lagerungszeiten im Farbstoff zu berücksichtigen. Obwohl Zeiten von bis zu 72 Stunden beschrieben worden sind (Hilton 2002), wurden die Prüfkörper nur 24 Stunden in der Färbelösung gelagert. Dies sollte eine zu starke Reaktion des Bondings mit der Färbelösung verhindern und ausschließlich eine Infiltration in tatsächlich vorhandene Randspalten zulassen.

Die Farbstoffpenetration ist dennoch ein sehr geeignetes Mittel um die Tiefe eines Randspalts zu untersuchen (Alani und Toh 1997, Benzos 2001, Hilton 2002, Oberholzer et al. 2003).

6.3 Diskussion der Ergebnisse

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, den Einfluss von verschiedenen Brauchwasserdesinfektionsmitteln auf den Randschluss von in total-etch-Technik gelegten Kompositfüllungen zu untersuchen und zu vergleichen. Da nur wenig klinische Studien darüber existieren, wie sich die kontinuierlich zugefügte Desinfektionsmittel auf den Randspalt auswirken, wurden die beiden gängigsten Wirkstoffe (EDTA und H_2O_2) zusammen und CHX mit der Kontrollgruppe bestehend aus normalem Leitungswasser geprüft.

Generell lässt sich schlussfolgern, dass alle Desinfektionsmittel sich nicht von der Kontrollgruppe unterscheiden und auch beide getesteten Komposite sich untereinander nicht signifikant unterscheiden.

Obwohl Studien vorliegen, die den Einfluss der Desinfektionsmittel auf die Haftkraft untersuchten (Betke et al. 2005, Roberts et al. 2000, Taylor-Hardy et al. 2001), gibt es wenig Studien, die den Einfluss auf den Randspalt beurteilen. Diese verwenden die Desinfektionsmittel auch meist im Sinne von Kavitätendesinfektion (Carillho et al. 2007, Ercan et al. 2009, Ernst et al. 1999). Betke et al. (2005) und Roberts et al. (2000) konnten zeigen, dass Brauchwasserdesinfektionsmittel einen verschlechternden Effekt auf die Haftkraft im Dentin haben. Die

vorliegende Studie bestätigt diese Ergebnisse in sofern, als dass die Randqualität im Dentin schlechter ist als die im Schmelz. Die Haftkraft im Schmelz wurde allerdings nicht beurteilt. Studien zeigen, dass die Behandlung mit CHX eine bessere Randqualität und einen besseren Haftverbund zeigen kann (Carillho et al. 2007, Mobarak et al. 2010). Dies wurde hier nur im Ansatz bestätigt, da es zwar keine signifikanten Unterschiede gab, die CHX-Gruppe dennoch fast immer etwas besser abgeschnitten hat als die Kontrollgruppe.

Die Tatsache, dass die Bondingsysteme sich nicht signifikant unterscheiden, obwohl Einflaschensysteme sonst schlechter bewertet werden (Betke et al. 2005, Frankenberger et al. 2003, Frankenberger et al. 2000), könnte an der Handhabung der Mehr-Flaschen-Systeme liegen, die techniksensitiver sind (Frankenberger et al. 2000). Des Weiteren kann der Anwender einen zusätzlichen Einfluss ausüben (Moll et al. 2004). Auch die Hydrophilie der Mehrflaschensysteme kann dazu beitragen, da hier im Primer mehr Wasser enthalten ist als in Einflaschensystemen (Frankenberger 2008).

Signifikante Unterschiede konnten jedoch sowohl zwischen den Lagerungszeiten, als auch zwischen den Zahnhartsubstanzen gefunden werden.

Auch in dieser Studie konnte gezeigt werden, dass der Randschluss im Schmelz deutlich besser ist als der im Dentin, obwohl in beiden Zahnhartsubstanzen sowohl kein penetrierbarer Randspalt als auch ein erheblich penetrierbarer Randspalt gefunden wurden. In keiner Kombination aus Brauchwasserdesinfektionsmittel und Bondingsystem wurden bessere Werte im Dentin gefunden als im Schmelz. Auch die Lagerungszeit zeigt hier keinen Unterschied. Diese Ergebnisse werden durch zahlreiche andere Studien belegt (Schröder HE 2000, Frankenberger et al. 2000a, Frankenberger et al. 2004, De Munck et al. 2005, Kramer et al. 2006). Dies liegt an dem erhöhten organischen Anteil und der dadurch entstehenden Hydrophilie im Dentin (Hellwig et al. 2009) und in der Verbundart mit der jeweiligen Zahnhartsubstanzen.

Die Lagerungszeit ist in dieser Studie unterschiedlich vom generellen Konsens der Literatur zu bewerten. Während Studien belegen, dass die Langzeitlagerung, egal in welchem Medium, immer einen verschlechternden Effekt auf die Ergebnisse hat, wurden hier nach Thermocycling und Langzeitlagerung bessere Ergebnisse erzielt. Dieser Effekt konnte durch das Studiendesign nicht erklärt werden. Es wird vermutet, dass das Färbemittel nach kurzer Lagerung einen Einfluss auf die Bondingschicht erzielt, der nach Langzeitlagerung nicht mehr erreicht wird.

Um die Aussagen zu unterstützen, wurden die erreichten Ergebnisse von zwei unterschiedlichen Personen (Readern) ausgewertet. Beide Reader erzielten zum Teil unterschiedliche Ergebnisse, kongruieren jedoch in den Kernaussagen der Studie. Die im ersten Teil der Analyse beobachtete Wechselwirkung scheint also eher einen quantitativen Einfluss zu haben als einen qualitativen.

Da in dieser Studie dennoch Fragen offen bleiben, wie zum Beispiel die Konzentration der Brauchwasserdesinfektionsmittel am Zahn oder der Einfluss des Typs der Behandlungseinheit, sollten weitere Studien durchgeführt werden. Es kann vermutet werden, dass Desinfektionsmittel keinen Einfluss auf das Randschlussverhalten von Kompositfüllungen haben können.

6.4 Schlussfolgerung

- Die getesteten Brauchwasserdesinfektionsmittel unterschiedlichen Wirkstoffs zeigten keinen signifikanten Einfluss sowohl auf Einflaschen-, als auch auf Mehrflaschensysteme vom Etch-and-Rinse-Typ.
- Das Randschlussverhalten war im Dentin schlechter zu bewerten als im Schmelz.
- Die Auswertung durch unterschiedliche Reader führte zu gleichen Schlussfolgerungen.
- Auf Grund der in vitro ermittelten Ergebnisse kann angenommen werden, dass Desinfektionsmittel keinen signifikanten Einfluss auf das Randspaltverhalten von Kompositfüllungen nach Kurz- und Langzeitlagerung zeigen.

7. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, den Einfluss von Brauchwasserdesinfektionsmitteln aus zahnärztlichen Behandlungseinheiten auf das Randschlussverhalten von in total-etch-Technik gelegten Kompositfüllungen zu untersuchen.

Dazu wurden 160 kariesfreie menschliche Molaren für die Aufnahme einer mesial-okklusaldistalen Füllung so präpariert, dass ein Füllungsrand im Schmelz und ein Füllungsrand im Dentin lagen. Während der Präparation kamen die Prüfkörper so mit einem der jeweiligen Brauchwasserdesinfektionsmittel Alpron® oder Dentosept® in Berührung. Als Kontrollgruppe wurde ein Viertel der Zähne nur mit gewöhnlichem Leitungswasser desinfiziert. Die Prüfkörper wurden anschließend noch einmal für 120 Sekunden mit dem Brauchwasserdesinfektionsmittel oder Wasser abgesprüht. Die Applikation von CHX erfolgte mittels getränkter Wattekügelchen nach der Präparation ebenfalls für 120 Sekunden im Sinne einer Kavitätoilette. Die Füllungen wurden nach Herstellerangaben in den jeweiligen Kombinationen (Opti-Bond FL mit Herculite XRV und Prime&Bond NT mit Spektrum) in die Kavitäten eingebracht. Nach Füllungspolitur wurde die Hälfte der Prüfkörper entweder 180 Tage in künstlichem Speichel gelagert und einer thermischen Wechselbelastung unterzogen oder für 24 Stunden ebenfalls in künstlichem Speichel gelagert. Die Zähne wurden nach der Lagerung gründlich abgespült und dann für 24 Stunden in ein Färbebad aus Methylenblau mit einer 5%igen Konzentration gelegt. Im Anschluss wurden die Zähne von überschüssigem Färbemittel befreit und mittig durchgesägt. Die Penetrationstiefe wurde auf der Schmelz- wie auf der Dentinseite überprüft.

Die Ergebnisse nach 24 Stunden zeigen keinen signifikanten Einfluss des jeweiligen Brauchwasserdesinfektionsmittels gegenüber der Kontrollgruppe. Auch nach 180 Tagen Lagerung mit thermischer Wechselbelastung konnte kein signifikanter Einfluss der Brauchwasserdesinfektionsmittel im Vergleich zur Kontrollgruppe auf das Randschlussverhalten nachgewiesen werden. Die Ergebnisse im Schmelz waren in beiden Lagerungsperioden signifikant besser als im Dentin. Die Langzeitlagerung mit thermischer Wechselbelastung hatte einen signifikant positiven Effekt auf das Randschlussverhalten.

Zusammenfassend zeigten die Ergebnisse, dass Desinfektionsmittel in den wasserführenden Leitungen zahnärztlicher Behandlungseinheiten sowie die Desinfektion mit CHX keinen Einfluss auf das Randschlussverhalten von in total-etch-Technik gelegten Kompositfüllungen haben.

8. Literaturverzeichnis

- **Alani AH, Toh CG** (1997): Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 22, 173
- **Ariyoshi M, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J** (2010): Influence of filling technique and curing mode on the bond strengths of composite cores to pulpal floor dentin. *Dent Mater J* 29, 562-569
- **Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB** (2001): The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater* 17, 268-276
- **Bala O, Uctasli MB, Unlu I** (2003): The leakage of Class II cavities restored with packable resin-based composites. *J Contemp Dent Pract* 15, 1-11
- **Bauß O**: Rasterelektronenmikroskopische und werkstoffkundliche Untersuchung zur Eignung von Rinderdentin als Ersatzmaterial für menschliches Dentin am Beispiel eines Dentinadhäsivs. Med. Diss. Hannover 1996
- **Benzos C** (2001): Microleakage at the cervical margin of composite Class II cavities with different restorative techniques. *Oper Dent* 26, 60
- **Betke H, Ziebolz D, Rien C, Blunck U, Attin T** (2005): Influence of disinfectants on dentin bond strength of different adhesive systems. *Oper Dent* 30, 250-6
- **Bleiholder RF, Pijawka JP, Jurecic A** (1974): Filler / binder interaction in dental composites. *J Dent Res*; 53 15
- **Blunck U** (1988): Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrändern im Dentin in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 939
- **Blunck U, Haller B** (1999): Klassifikation von Bonding-Systemen. *Quintessenz* 50, 1021-1033
- **Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB** (1997): Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 10, 88-96
- **Bowen RL** (1979): Compatibility of various materials with oral tissues I: the components in composite restorations. *J Dent Res* 58, 1493-1506
- **Bowen RL, Eick JD, Henderson DA, Anderson DW** (1984): Smear layer: removal and bonding considerations. *Oper Dent* 9, 30-34
- **Buonocore MG** (1955): A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34, 894-853
- **Buonocore MG** (1963): Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *J Am Dent Assoc* 67, 3182-391

- **Buonocore MG** (1981): Retrospections on bonding. *Dent Clin North Am* 25, 241-255
- **Bunocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ** (1968): Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol* 13, 61-70
- **Carrilho MR, Carvalho RM, de Goes MF, di Hipólito V, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH, Tjäderhane L** (2007): Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. *J Dent Res* 86, 90-94
- **Causton BE**: In vitro assessment of dentin bonding agents; in: Today's Dentist. Proceeding of Int. Symposium of Adhesion. It's theory and practice in restorative dentistry; Current Medical Literature, London 1987, 245-253
- **Cecchin D, Farina AP, Galafassi D, Barbizam JV, Corona SA, Carlini-Júnior B** (2010): Influence of sodium hypochlorite and edta on the microtensile bond strength of a self-etching adhesive system. *J Appl Oral Sci* 18, 385-9
- **Cheung GS** (1990a): Reducing marginal leakage of posterior composite resin restorations: a review of clinical techniques. *J Prosthet Dent* 63, 289
- **Cheung GS** (1990b): A scanning electron microscopic investigation on the acid-etched cervical margin of class II cavities. *Quintessence Int* 21, 299
- **Chung KH** (1990): The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res* 69, 852
- **Cox CF** (1992): Effects of adhesive resins and various dental cements on the pulp. *Oper Dent* 17, 165-176
- **Cox CF, Keall CL, Keall HJ, Ostro E, Bergenholtz G** (1987): Biocompatibility of surface-sealed dental materials against exposed pulps. *J Prosthet Dent* 57, 1-4
- **Crim GA, Swartz ML, Phillips RW** (1985): Comparison of four Thermocycling techniques. *J Prosthet Dent* 53, 50-53
- **Davidson CL, deGee AJ, Feilzer A** (1984): The Competition between composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63, 1396
- **De Munck J, Van Landhuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B** (2005): A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 84, 118-132
- **DGZMK** (2005): Wissenschaftliche Stellungnahme: Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich.
http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/Kompositrestaurationen_im_Seitenzahnbereich.pdf
- **Dietrich T, Krämer M, Lösche GM, Roulet J** (2000): Marginal integrity of large compomer class II restorations with margins in dentin. *J Dent* 28, 399-405
- **Dietschi D, De Siebenthal G, Neuveu-Rosenstand L, Holz J** (1995): Influence of restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaption of

resin composite Class II restorations: An in vitro evaluation. *Quintessence Int* 26, 717-727

- **Dörfer CE, Staehle HJ, Wurst MW, Duschner H, Pioch T** (2000): The nanoleakage phenomenon: influence of different dentin bonding agents, thermocycling and etching time. *Eur J Oral Sci* 108, 346
- **Doi J, Itota T, Torii Y, Nakabo S, Yoshiama M** (2004): Micro-tensile bond strength of self-etching primer adhesive systems to human coronal carious dentin. *J Oral Rehabil* 31, 1023-1028
- **Donley KJ, Dowell A, Anixiadas C, Croll TP** (1990): Relationship among visible light source, composite resin polymerization shrinkage, and hygroscopic expansion. *Quintessence Int* 21, 883-6
- **Eick JD, Welch FH** (1986): Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 17, 103-11
- **Eick JD, Wilko RA, Anderson CH** (1970): Scanning electron microscopy of cur tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res* 49, 1359-1368
- **Eick JD, Robinson SJ, Chapell P, Cobb CM, Spencer P** (1993): The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part III. *Quintessence Int* 24, 571-582
- **Ercan E, Erdemir A, Zorba YO, Eldeniz AU, Dalli M, Ince B, Kalaycioglu B** (2009): Effect of different cavity disinfectants on shear bond strength of composite resin to dentin. *J Adhes Dent* 11, 343-6
- **Erickson RL** (1992): Surface Interactions of dentin adhesiv material. *Oper Dent* 17, 81-94
- **Ernst CP** (2001) Was Sie schon immer über Dentinadhäsive wissen wollten. *ZMK* 17, 254
- **Ernst CP, Post M, Willershhausen B** (1999): Der Einfluss der Kavitätendesinfektion auf den Haftverbund von Dentinadhäsiven. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 124-26
- **Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbeck K, Gottschalk F, Willershhausen B** (2006): Two-year clinical performance of a nanofiller vs fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig* 10, 119-125
- **Feilzer AJ, deGee AJ, Davidson CL** (1987): Setting stress in composite resins in relation to configuration of the restauration. *J Dent Res* 66, 1636-1639
- **Ferrari M, Tay FR** (2003): Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin. *Oper Dent* 28, 3-8
- **Finger WJ** (1988): Dentin bonding agents. Revelance of in vitro investigations. *Am J Dent* 1, 184-8

- **Fotos P, Westfall H, Snyder I, Miler R, Mutchler B** (1985): Prevalence of *Legionella*-specific IgG and IgM antibody in a dental clinic population. *J Dent Res* 64, 1382-1385
- **Fragoso LS, Lima DA, de Alexandre RS, Bertoldo CE, Aguiar FH, Lovadino JR** (2011): Evaluation of physical properties of enamel after microabrasion, polishing, and storage in artificial saliva. *Biomed Mater* 13 (noch keine seitenangabe vorhanden)
- **Frankenberger R** (2002): Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. *Dtsch Zahnärztl Z* 57, 154-171
- **Frankenberger R**: Adhäsiv-Fibel: Adhäsive Zahnmedizin – Wege zum klinischen Erfolg, Spitta Verlag Balingen, 2008
- **Frankenberger R, Kern M** (2003): Dentin adhesives create a positiv bond to dental hard tissue. *Int J Comput Dent* 6, 187-192
- **Frankenberger R, Tay FR** (2005): Self-Etch vs. Etch-and-Rinse adhesives: effect of thermo mechanical Fatigue loading on marginal quality of bonded resin composites restorations. *Dent Mater* 21, 397-412
- **Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A** (2000a): Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaption. *Oper Dent* 25, 11-19
- **Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A** (2000b): Technique sensitivity of dentin bonding: Effect of application mistakes on bond strength and marginal adaption. *Oper Dent* 25, 324-330
- **Frankenberger R, Strobel WO, Krämer N, Lohbauer U, Winterscheidt J, Winterscheidt B, Petschelt A** (2003): Evaluation of the fatigue behavior of the resin-dentin bond with the use of different methods. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 67, 712-21
- **Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Petschelt A, Kramer N** (2004a): The effect of six-year of water storage on resin composite bonding to human dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 69, 25-32
- **Frankenberger R, Strobel WO, Taschner M, Krämer N, Petschelt A** (2004b): Total-Etch vs. Self-Etch – Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. *ZWR* 113, 188-196
- **Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Lohbauer U, Petschelt A, Kramer N** (2005): Evaluation of resin composite materials. Part 1: in vitro investigations. *Am J Dent* 18, 23-27
- **Fux CA, Costerton JW, Stewart PS, Stoodley P** (2005): Survival strategies of infectious biofilms. *Trends Microbiol* 13, 34-40

- **Garcia-Godoy F, Tay FR, Pashley DH, Feilzer A, Tjaderhane L, Pashley EL** (2007): Degradation of resin-bonded human dentin after 3 years of storage. *Am J Dent* 20, 109-113
- **Guggenberger R, Weinmann W** (2000): Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent* 13, 82D-84Dj
- **Gwinnett AJ** (1966): Histology of normal enamel. IV. Microradiographic study. *J Dent Res* 45, 870-873
- **Gwinnett AJ** (1984): Smear layer: Morphological considerations. *Oper Dent* 9, 3-12
- **Gwinnett AJ, Kanca J III** (1992): Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *Am J Dent* 5, 73-77
- **Haller B** (1992): Aktueller Stand der Komposit-Dentinhftung. *Zahnärztl Mitt* 82, 86-97
- **Haller B** (1994): Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 750-759
- **Haller B, Blunk U** (2003): Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 93, 808-818
- **Haller B, Schuster P** (2000): Randqualität eines Ormocers (Admira) und eines Feinhybridkomposits (Arabesk Top) in Klasse-II-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 331-335
- **Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Blochig U** (1993): Effect of storage media on micro leakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9, 191-197
- **Hashinger DT, Fairhurst CW** (1984): Thermal expansion and filler content of composite resins. *J Prosth Dent* 52, 506
- **He Z, Shimada Y, Sadre A, Ikeda M, Tagami J** (2008): The effect of cavity size and filling method on the bonding to Class I-Cavities. *J Adhes Dent* 10, 447-453
- **Hellwig E, Klimek J, Attin T**: Einführung in die Zahnerhaltung. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln 2009
- **Hickel R, Manhart J** (2001): Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 3, 45-64
- **Hickel R, Kaaden C, Paschos E, Buerkle V, Garcia-Godoy F, Manhart J** (2005): Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. *Am J Dent* 18, 198-211
- **Hilton TJ** (2002): Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. *Am J Dent* 15, 198-210, 279-289
- **Hugo B, Lussi A, Hotz P** (1992): Die Präparation der Schmelzrandanschrägung bei approximalen Kästen. *Schweiz Monatsschrift Zahnmed* 102, 1181-1188
- **Janda R** (1988): Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III). *Quintessenz* 39, 1067

- **Janda R:** Kunststoffverbundsysteme. Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. VCH Verlagsgesellschaft, Weinheim 1990
- **Jedynakiewicz NM, Martin N** (2001): Expansion behavior of compomer restoratives. *Biomaterials* 22, 743-748
- **Jung M, Wehlen O, Klimek J** (2004): Finishing and polishing of indirect composite and ceramic inlays in-vivo: occlusal surfaces. *Oper Dent* 29, 131-141
- **Kanca J III** (1991): The all-etch bonding technique/wetbonding. *Dent Today* 10, 58,60-61
- **Kanca J III** (1992a): Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composites bond strength to dentin. *Am J Dent* 5, 213-215
- **Kanca J III** (1992b) Improving bond strength though acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc* 123, 35-43
- **Kanca J III** (1992c): Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 23, 39-41
- **Katz T, Hahn T, Netuschil L, Botzenhart K** (1990): Keimbesiedelung von zahnärztlichen Behandlungseinheiten ohne und mit Desinfektionseinrichtung. *Quintessenz* 41, 1345-1347
- **Kramer N, Ebert J, Petschelt A, Frankenberger R** (2006): Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years. *Dent Mater* 22, 13-21
- **Kramer N, Lohbauer U, Garcia-Godoy F, Frankenberger R** (2008): Light curing of resin-based composites in LED-era. *Am J Dent* 21, 135-42
- **Krejci I, Krejci D, Lutz F** (1992): Clinical evaluation of a new pressed glass ceramic inlay material over 1.5 years. *Quintessence Int* 23, 181-186
- **Krejci I, Schüpbach P, Lutz F** (1994): Klinik der Dentaladhäsive - das Konzept der differenzierten Applikation: Totales und Selektives Bonding und Dentinversiegelung. *Der Freie Zahnarzt* 9, 34
- **Kullmann W:** Atlas der Zahnerhaltung. Hanser Verlag, München 1990
- **Lambrechts P, Braem M, Vanherle G** (1988): Klinische Erfahrungen mit Composites und Dentin-Adhäsiven im Seitenzahnbereich I: Klinische Beurteilung von Composites. *Phillip J Restaur Zahnmed* 5, 12-28
- **Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A Jr, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV** (2007): Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 138, 1599-603
- **Lösche GM** (1999): Marginal adaption of class II composite fillings: guided polymerization vs reduced light intensity. *J Adhes Dent* 1, 31-39
- **Lösche GM, Neuerburg CM, Roulet JF** (1993): Die adhäsive Versorgung konservativer Klasse-II-Kavitäten. *DtschZahnärztl Z* 48, 26-30

- **Lutz F, Phillips RW** (1983): A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 50, 480-488
- **Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR** (1986): Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite restorations. *Quintessence Int* 17, 777-84
- **Lutz F, Krejci I, Schubpach P** (1993): Ashäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Eine Übersicht. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103, 537
- **Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Setcos JC** (1984): In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 63, 914-920
- **Majeed A, Osman YI, Al-Omari T** (2009): Microleakage of four composite resin systems in class II restorations. *SADJ* 64, 484-488
- **Manhart J** (2006): Charakterisierung direkter zahnärztlicher Füllungsmaterialien für den Seitenzahnbereich. *Quintessenz* 57, 465
- **Manhart J, Chen HY, Hickel R** (2001): The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc* 132, 639-645
- **Manhart J, Scheibenboger-Fuchsbrunner A, Chen HY, Hickel R** (2000): A 2-year clinical study of composite and ceramic inlays. *Clin Oral Investig* 4, 192-198
- **Manhart J, Chen HY, Hamm G, Hickel R** (2004): Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004 29, 481-508
- **Martin MV** (1987): The significance of bacterial contamination of dental unit water systems. *Br Dent J* 163, 152-154
- **Martin N, Jedynakiewicz NM, Fisher AC** (2003): Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent Mater* 19, 77-86
- **Mixson JM, Richards ND, Mitchell RJ** (1993): Effects of dentin age and bondings on microgap formation. *Am J Dent* 6, 72-76
- **Mjör IA, Jokstad A** (1993): A five-year-clinical study of Class II restorations in permanent teeth using amalgam, glass polyalkenoate (ionomer) cement and resin-based composite materials. *J Dent* 21, 338-343
- **Mobarak EH, El-Korashy DI, Pashley DH** (2010): Effect of chlorhexidine concentrations on micro-shear bond strength of self-etch adhesive to normal and caries-affected dentin. *Am J Dent* 23, 217-22
- **Moll K, Fritzenschaft A, Haller B** (2004): In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence Int* 35, 845-52
- **Musanje L, Shu M, Darvell BW** (2001): Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dent Mater* 17, 394-401
- **Musanje L, Darvell BW** (2003): Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent Mater* 19, 414-422

- **Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberg R** (2004): Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 20, 579-585
- **Oberholzer TG, Grobler SR, Pameijer CH, Hudson AP** (2003): The effects of light intensity and methods of exposure on the hardness of light-cured dental restorative materials. *Int Dent J* 53, 211
- **Opdam NJ, Roeters JJ, Kuijs R, Burgersdijk RC** (1998): Necessity of bevels for box only Class II composit restorations. *J Prosthet Dent* 80, 274-279
- **Pankhurst CL, Coulter W, Philpott-Howard JN, Surman-Lee S, Warburton F, Challacombe S** (2005): Evaluation of potential risk of occupational asthma in dentists exposed to contaminated dental unit waterlines. *Prim Dent Care* 12, 53-59
- **Pashley DH** (1990): Clinical considerations of mikroleakage. *J Endodont* 16, 70-77
- **Pashley DH** (1992a): Smear layer: Overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc* 88 Suppl 1, 215
- **Pashley DH** (1992b): The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent* 17, 229-242
- **Pashley DH, Pashley EL** (1991): Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* 4, 5-9
- **Pashley DH, Ciucchi B, Sano H** (1994): Dentin is a bonding substrate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 760-763
- **Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee KA, Carrilho M, Donnelly A, Garcia-Godoy F** (2007): From dry Bonding to water-wet Bonding to ethanol-wet Bonding. A review of the interactions between dentin Matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid-layer. *Am J Dent* 20, 7-20
- **Percival RS, Devine DA, Nattress B, Kite P, Marsh PD** (2009): Control of microbial contamination in dental unit water systems using tetra-sodium EDTA. *J Appl Microbiol* 107, 1081-1088
- **Perdigao J**: An ultra-morphological study on human dentin exposed to adhesive systems. PhD-Thesis Leuven, 1995
- **Perdigao J, Frankenberg R** (2001): Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 32, 385-390
- **Perdigao J, Frankenberg R, Rosa BT, Breschi L** (2000): New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 13, 25D-30D
- **Perdigao J, Lopez M** (1999): Dentin-bonding – state of the art. *Compend Contin Educ Dent* 20, 1151-1162
- **Perdigao J, Van Meerbeek B, Lopez MM, Ambrose WW** (1999): The effect of a rewetting agent on a dentin bonding. *Dent Mater* 15, 282-295

- **Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landhuyl K, Lambrechts P, Van Meerbeek B** (2005): Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematical review of current trials. *Dent Mater* 21, 864-881
- **Peutzfeld A** (1997): Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 105, 97
- **Poskus LT, Placido E, Cordoso PE** (2004): Influence of adhesive system and placement technique on microleakage of resin-based composite restorations. *J Adhes Dent* 6, 227-232
- **Prati C** (1994): What is the clinical relevance of in vitro dentin permeability tests *J Dent* 22, 83-85
- **Preusser S, Klimm W, Poschmann M, Koch R** (2003): Microbial ingrowths around single and multi-component adhesives studied in vitro. *Caries Res* 37, 345-351
- **Retief DH (1991)** Standardizing laboratory adhesion tests. *Am J Dent* 4, 231-236
- **Robinson C, JA Wetherell, AS Hallsworth** (1981): Distribution of magnesium in mature human enamel. *Caries Res.* 15, 70
- **Roberts HW, Karpay RI, Mills SE** (2000): Dental unit waterline antimicrobial agents' effect on bond strength. *J Am Dent Assoc* 131, 179-83
- **Rosin M, Urban AD, Gärtner C, Bernhardt O, Splieth C, Meyer G** (2002): Polymerization shrinkage-strain and microleakage in dentin-bordered cavities of chemically and light-cured restorative materials. *Dent Mater* 18, 521-28
- **Roulet JF**: Degradation of dental Polymers. Karger Verlag, Basel 1987
- **Roulet JF** (1994): Marginal integrity: clinical significance. *J Dent Res* 22, 9-12
- **Schroeder HE**: Orale Strukturbiologie, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2000
- **Shearer BG** (1996): Biofilm and the dental office. *J Am Dent Assoc* 127, 181-189
- **Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi EC** (2011): Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. *Dent Mater* 2011 (noch keine seitenangabe verfügbar)
- **Suh BI, Wang Y** (2001): Determining the direction of shrinkage in dental composites by changes in the surface contours for different bonding configurations. *Am J Dent* 14, 109-113
- **Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO** (1995): Bonding to enamel and dentin. A brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 26, 95
- **Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO, Wilder AD, Bayne SC, May KN, Sturdevant JR, Roberson TM** (2001): Eighteen-month clinical evaluation of a filled and unfilled dentin adhesive. *J Dent* 29, 1-6
- **Szep S, Langner N, Bayer S, Bornichen D, Schulz C, Gerhardt T, Schriever A, Becker J, Heidemann D** (2003): Comparison of microleakage on one composite

etched with phosphoric acid or a combination of phosphoric acid and hydrofluoric acid and bonded with several different systems. *J Prosthet Dent* 89, 161-169

- **Tantbirojn D, Versluis A, Pitando MR, DeLong R, Douglas WH** (2004): Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater* 20, 535-542
- **Tao L, Tagami J, Pashley DH** (1991): Pulpal pressure and bond strengths of Superbond and Gluma. *Am J Dent* 4, 73
- **Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SHY** (1995): Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *J Dent Res* 74, 1168-1178
- **Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SHY** (1996): The overwet phenomenon: a transmission electronic microscopy study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent* 9, 161-66
- **Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SHY** (1997): The Overwet-phenomenon in two component acetone-based primers containing aryl amine and carboxyl acid monomers. *Dent Mater* 13, 118
- **Tay FR, Pashley DH** (2003): Water treeing – a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 16; 6-12
- **Tay FR, Pashley DH, Garcia-Godoy F, Yiu CK** (2004): Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent* 17, 315-322
- **Taylor MJ, Lynch E** (1992): Microleakage. *J Dent* 20, 3-10
- **Taylor-Hardy TL, Leonard RH jr, Mauriello SM, Swift EJ jr** (2001): Effect of dental unit waterline biocides on enamel bond strength. *Gen Dent* 49, 421-25
- **Terry DA, Geller W** (2004): Selection defines design. *J Esthet Restor Dent* 16, 213-225
- **Unterbrink GL, Muessner R** (1995): Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 23, 183-189
- **Van Landhuylt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B** (2007): Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 28, 3757-3785
- **Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Van Meerbeek G** (1992a): Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71, 1530
- **Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G** (1992b): Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 5, 111-124

- **Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JP, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G** (1993): Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 72, 1434-1442
- **Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G** (1998): The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26, 1-20
- **Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G** (2000): Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. *Am J Dent* 13, 3D-18D
- **Van Meerbeek B, Inoue S, Perdiago J, Lambrechts P, Vanherle G** (2001): Enamel and dentin adhesion. In: Summit JB, Robbins JW, Schwartz RW (eds.). *Fundamentals of operative dentistry - a contemporary approach*. Quintessenz Publishing, Chicago, 178
- **Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G** (2003): Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status future challenges. *Oper Dent* 28, 215-235
- **Van Meerbeek B, Kanumilli PV, De Munck J, Van Landhyut K, Lambrechts P, Peumans M** (2004): A randomized, controlled trial evaluating the three-year clinical effectiveness of two etch & rinse adhesives in cervical lesions. *Oper Dent* 29, 376-385
- **Van Meerbeek B, Kanumilli PV, De Munck J, Van Landhyut K, Lambrechts P, Peumans M** (2005): A randomized controlled study evaluating the effectiveness of a two-step self etch adhesive with or without selective phosphoric-acid etching of enamel. *Dent Mater* 21, 375-383
- **Vanherle G, Lambrechts P, Braem M** (1989): Erfahrungen mit Komposit-Füllungsmaterialien im Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 44, 664
- **Venhoven BA, deGee AJ, Davidson CL** (1993): Polymerization contraction and conversion of light-curing bisGMA-based methacrylate resins. *Biomaterials* 14, 871-5
- **White CK, Cox CF, Kanca J, Dixon DL, Farmer JB, Snuggs HM** (1994): Pulpal response to adhesive resin systems applied to acid-etched vital dentin: damp versus dry primer application. *Quintessence Int* 25, 2593-2683
- **Williams HN, Baer ML, Kelly JI** (1995): Contribution of biofilm bacteria to the contamination of the dental water unit supply. *J Am Dent Assoc* 162, 1255-1257
- **Wilson NH** (2001): Conference Report. Direct adhesive materials: current perceptions and evidence—future solutions. *J Dent* 29, 307-316
- **Wilson NH, Wilson MA, Offtell DG, Smith GA** (1991): Performance of occlusion in butt-joint and bevel-edged preparations: five-year results. *Dent Mater* 7, 92-98
- **Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH** (1998): Do Composites always shrink towards the light? *J Dent Res* 77, 1435-1445

-
- **Yoshiama M, Tay FR, Torii Y, Nishitani Y, Doi J, Itou K, Ciucchi B, Pashley DH** (2003): Resin adhesion to carious dentin. *Am J Dent* 16, 47-52
 - **Zanetti F, Stampi S, De Luca G, Fateh-Moghadam P, Antonietta M, Sabbatini B, Checchi L** (2000): Water characteristics associated with the occurrence of *Legionella pneumophila* in dental units. *Eur J Oral Sci* 108, 22-28

9. Tabellarischer Anhang: Tab. 10, 11

Tabelle 10 : Auswertung mehrfaktorielle Varianzanalyse (Das * verdeutlicht die Kombination, die untersucht wurde.)

Effekt	Num DF	Den DF	Value	Pr > F(DDF)	Pr > F(infty)
Gruppe	3	132	0,98	0,4034	0,4000
Komposit	1	132	1,11	0,2941	0,2922
Gruppe*Komposit	3	132	1,21	0,3094	0,3050
Zeit	1	132	15,83	0,0001	<,0001
Gruppe*Zeit	3	132	0,50	0,6826	0,6819
Komposit*Zeit	1	132	1,60	0,2079	0,2056
Gruppe*Komposit*Zeit	3	132	0,32	0,8093	0,8093
Reader	1	19,5	70,11	<,0001	<,0001
Gruppe*Reader	2,79	19,5	2,96	0,0606	0,0343
Komposit*Reader	1	19,5	9,04	0,0071	0,0026
Gruppe*Kompos*Reader	2,79	19,5	3,52	0,0371	0,0168
Reader*Zeit	1	19,5	3,38	0,0814	0,0662
Gruppe*Reader*Zeit	2,79	19,5	1,70	0,2014	0,1680
Komposit*Reader*Zeit	1	19,5	3,38	0,0814	0,0662
Grup*Komp*Reade*Zeit	2,79	19,5	0,93	0,4389	0,4197
Lage	1	125	111,36	<,0001	<,0001
Gruppe*Lage	2,96	125	0,20	0,8922	0,8924
Komposit*Lage	1	125	0,00	0,9588	0,9587
Gruppe*Komposit*Lage	2,96	125	1,45	0,2307	0,2253
Lage*Zeit	1	125	0,00	0,9895	0,9895
Gruppe*Lage*Zeit	2,96	125	0,39	0,7575	0,7573
Komposit*Lage*Zeit	1	125	0,01	0,9141	0,9139
Grup*Kompo*Lage*Zeit	2,96	125	0,41	0,7415	0,7412
Reader*Lage	1	22,5	1,88	0,1842	0,1707
Gruppe*Reader*Lage	2,7	22,5	0,44	0,7048	0,7014
Komposit*Reader*Lage	1	22,5	0,46	0,5060	0,4991
Grup*Komp*Reade*Lage	2,7	22,5	0,58	0,6176	0,6107
Reader*Lage*Zeit	1	22,5	0,04	0,8493	0,8476
Grup*Reade*Lage*Zeit	2,7	22,5	1,85	0,1713	0,1423
Komp*Reade*Lage*Zeit	1	22,5	3,40	0,0785	0,0653
Gru*Kom*Rea*Lag*Zeit	2,7	22,5	0,80	0,4961	0,4831

Tabelle 11: Bestandteile des künstlichen Speichels (Das * verdeutlicht die Kombination, die untersucht wurde.)

Bestandteile	MG	mmol/l	g/Liter dest. H ₂ O
Ascorbinsäure			0,002
Glukose	198	0,2	0,030
NaCl	58,4	9,9	0,580
CaCl ₂ ·2 H ₂ O	147	1,5	0,225
NH ₄ Cl	53,4	3,0	0,160
KCl	74,6	17,0	1,270
NaSCN	81,1	2,0	0,160
KH ₂ PO ₄	136	2,4	0,330
Harnstoff	60,1	3,3	0,200
Na ₂ HPO ₄	142	2,4	0,340
Mucin			2,700

10. Anhang

10.1 Materialliste

BRS Na-Hypochlorid Biofilm Removing Set Konzentrat (LOT 548506)	Alpro Medical, St. Georgen, Deutschland
BRS-forte Remover (LOT 548507)	Alpro Medical, St. Georgen, Deutschland
Alpron (LOT 509102)	Alpro Medical, St. Georgen, Deutschland
Dentosept (LOT JDES00324)	
CHX (LOT B159)	GUM, Chicago, Illinois, USA
Ätzel Ultraetch (LOT B3N96)	Ultradent, South Jordan, Utah, USA
Ätzel OmniEtch (LOT A1679)	
Polymerisationslampe Bluephase (Ser.No. 1614191)	Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Jagst, Deutschland
Prime&Bond NT (LOT 0811002302)	Dentsply De Trey Konstanz, Deutschland
Spektrum (LOT 00964, 01781, 0812000630, 0904000164,)	Dentsply De Trey Konstanz, Deutschland
Herculite XRV Ultra (LOT 2979012, 2981468, 2977163, 3049731, 2981464, 2981465,	Kerr Hawe Orange, California, USA
Optibond FL (LOT 29700962, 3007236,	Kerr Hawe Orange, California, USA
Gel Etchand Kerr (LOT 2965864, 3213200)	Kerr Hawe Orange, California, USA
WillyTech Thermocycler V2.9	Etkon, Gräfeling Deutschland
Thermostat DC10	Thermo Haake, Karlsruhe, Deutschland
Exakt Trennschleifsystem	Exakt Apparatebau, Norderstedt, Deutschland
Novoflex Macrolight	Novoflex DBGGM, Memmingen, Deutschland
Palavit L	Heraeus, Dormagen, Deutschland
Präparierdiamanten 80 und 25 µm Körnung	Gebr. Brassler GmbH & Co KG, Lemgo Deutschland
Nagellack	Maybelline Jade, Fa. L'Oreal, Düsseldorf, Deutschland
DMC-FX100	Fa. Panasonic, Osaka, Japan

10.2. Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 2: Versuchsablauf _____ S. 22
- Abbildung 2: Sockeln der Zähne _____ S. 27
- Abbildung 3: Präparation der Zähne _____ S. 28
- Abbildung 4-6: Ansicht von okklusal, von Schmelzkasten und Dentinkasten _____ S. 28
- Abbildung 7: Zahn nach Füllen und Politur _____ S. 31
- Abbildung 8: Versiegelter Zahn vor der Färbung _____ S. 32
- Abbildung 9-10: Jeweils eine Zahnhälfte nach Färben und Sägen _____ S. 33
- Abbildung 11: Beispiel für Bewertungskriterium 0 _____ S. 34
- Abbildung 12: Beispiel für Bewertungskriterium 1 _____ S. 34
- Abbildung 13: Beispiel für Bewertungskriterium 2 _____ S. 35
- Abbildung 14: Beispiel für Bewertungskriterium 3 _____ S. 35
- Abbildung 15: Einfluss der Lage und der Zeit zwischen Reader 1 und Reader 2 im Lang- und Kurzzeitversuch _____ S. 37
- Abbildung 16: Auswertung für Reader 1 im Kurzzeitversuch nach Gruppen nur für Schmelz _____ S. 39
- Abbildung 17: Auswertung für Reader 1 im Kurzzeitversuch nach Gruppen nur für Dentin _____ S. 40
- Abbildung 18: Auswertung für Reader 1 im Langzeitversuch nach Gruppen nur für Schmelz _____ S. 41
- Abbildung 19: Auswertung für Reader 1 im Langzeitversuch nach Gruppen nur für Dentin _____ S. 42
- Abbildung 20: absolute Häufigkeiten in % für Prime&Bond NT® ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (da sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Desinfektionsmitteln zeigt, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht angezeigt) _____ S. 43
- Abbildung 21: absolute Häufigkeiten in % für Optibond FL® ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (da sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Desinfektionsmitteln zeigt, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht angezeigt) _____ S. 43
- Abbildung 22: Auswertung für Reader 2 im Kurzzeitversuch nach Gruppen nur für Schmelz _____ S. 44
- Abbildung 23: Auswertung für Reader 2 im Kurzzeitversuch nach Gruppen nur für Dentin _____ S. 45

- Abbildung 24: Auswertung für Reader 2 im Langzeitversuch nach Gruppen nur für Schmelz _____ S. 46
- Abbildung 25: Auswertung für Reader 2 im Langzeitversuch nach Gruppen nur für Dentin _____ S. 47
- Abbildung 26: absolute Häufigkeiten in % für Prime&Bond NT® ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (da sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Desinfektionsmitteln zeigt, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht angezeigt) _____ S. 47
- Abbildung 27: absolute Häufigkeiten in % für Prime&Bond NT® ohne Berücksichtigung der Desinfektionsmittel (da sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Desinfektionsmitteln zeigt, ist dieser Faktor aus Gründen der Übersichtlichkeit nicht angezeigt) _____ S. 48

10.3. Tabellenverzeichnis

- Tabelle 2: Einteilung der Adhäsivsysteme _____ S. 9
- Tabelle 2: Übersicht der Desinfektionsmittel _____ S. 24
- Tabelle 3: Übersicht der Dentinadhäsive _____ S. 24
- Tabelle 4: Auflistung der einzelnen Versuchsgruppen _____ S. 25
- Tabelle 5: Anwendungshinweise der Dentinadhäsive _____ S. 29-30
- Tabelle 6: Bewertungskriterien _____ S. 33
- Tabelle 7: Übereinstimmungshäufigkeiten zwischen Reader 1 und 2 _____ S. 36
- Tabelle 8: separate Auswertung für Reader 1 _____ S. 37
- Tabelle 9: separate Auswertung für Reader 2 _____ S. 38
- Tabelle 10 : Auswertung mehrfaktorielle Varianzanalyse _____ S. 71
- Tabelle 11: Bestandteile des künstlichen Speichels _____ S. 72

10.4. Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
µm	Mikrometer
bzw.	Beziehungsweise
CHX	Chlorhexidindigluconat
g	Gramm
Gew.%	Gewichtsprozent
i.F.	Im Folgenden
MG	Molekulargewicht
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
Mmol	Millimol
MPa	Megapascal
NaOCl	Natriumhypochlorid
nm	Nanometer

Lebenslauf

Am 2. Januar 1985 wurde ich in Haselünne im Emsland als erstes Kind meiner Eltern Dr. Hermann Boven (Zahnarzt) und Helga Boven (Lehrerin), geb. Büter, geboren.

Ab einem Alter von 6 Jahren besuchte ich die Paulusschule in Haselünne.

Von 1995-2004 besuchte ich das Gymnasium Marianum in Meppen und erlangte dort meine Hochschulreife.

Von September 2004-Februar 2005 besuchte ich das Rheinische Bildungszentrum e.V. zur Vorbildung im Fach der Medizin.

Ab dem Sommersemester 2005 studierte ich bis zum Erlangen meiner Approbation an der Georg August-Universität in Göttingen Zahnmedizin. Diese erhielt ich am 23 Juni 2010.

Seit dem 1. Dezember 2010 arbeite ich als Zahnärztin.