

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
des Departments für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Hans-Günter Schaller)

**Einfluss von Chlorhexidin auf die Scherfestigkeit
eines Self-Etch-Adhäsivs
auf gesundem und demineralisiertem Milchzahndentin
vor und nach künstlicher Alterung**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Benjamin Bergmann

geboren am 01. Oktober 1988 in Stendal

Betreuerin: Prof. Dr. Katrin Bekes

Gutachter: 1. Prof. Dr. Katrin Bekes
2. PD Dr. Dr. Konstanze Scheller
3. PD Dr. Kerstin Bitter (Berlin)

20.09.2016

29.03.2017

Meinen Liebsten gewidmet

Referat

Die Adhäsivtechnik stellt einen Grundpfeiler der modernen Zahnmedizin dar. Auch in der Kinderzahnheilkunde haben sich adhäsiv befestigte Füllungen als Mittel der Wahl bei der Versorgung kariöser Defekte etabliert (Krämer und Frankenberger, 2007). Jedoch treten bei genannten Restaurationen gehäuft Retentionsverluste auf (Bohaty et al., 2013), ausgelöst durch die alterungsbedingte Schädigung des adhäsiven Verbundes (Cardoso et al., 2011). Als Schutz dieses Haftverbundes kann eine Kavitätenspülung mit Chlorhexidin dienen, da es die Degradation der Hybridschicht durch die Inhibition wirtseigener Kollagenasen hemmt (Leitune et al., 2011). Zudem beugt es durch seine keimreduzierende Wirkung der Entstehung von Sekundärkaries vor (Borges et al., 2012). Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss von Chlorhexidin auf die Scherfestigkeit des Self-Etch-Systems Futurabond[®] NR an gesundem und demineralisiertem Milchzahndentin vor und nach künstlicher Alterung zu überprüfen. Als Kontrollgruppe diente das Etch-and-Rinse-Adhäsiv Prime&Bond[®] NT. 100 Dentinproben wurden dazu normiert aus den Vestibulärflächen kariesfreier Milchmolaren hergestellt und randomisiert auf folgende 10 Versuchsreihen (n = 10) aufgeteilt: PB, PB-T, NR, NR-T, NR-D, NR-DT, NR-C, NR-CT, NR-CD, NR-CDT (PB = Prime&Bond[®] NT; NR = Futurabond[®] NR; T = Thermocycling; C = CHX-Vorbehandlung; D = demineralisierte Dentinoberflächen). Für die CHX-Vorbehandlung wurde 0,2%iges Chlorhexidindigluconat verwendet. Demineralisierte Dentinoberflächen wurden durch zweiwöchiges Einwirken einer Demineralisationslösung (HEC, Milchsäure, mit NaOH auf pH 4,5 geeicht) bei 37°C geschaffen. Die Weiterverarbeitung erfolgte nach Herstellerangaben mit Prime&Bond[®] NT und dem Kompomer Dyract[®] bzw. Futurabond[®] NR und Glasiosite. 30 Minuten nach der Polymerisation wurden die initialen Abscherkräfte mit einer Universalprüfmaschine bestimmt. Die Ermittlung der Langzeithaftwerte erfolgte nach künstlicher Alterung durch Thermocycling mit 10.000 Zyklen (5-55°C). Für Futurabond[®] NR (Gruppe NR) wurde mit $17,06 \pm 1,71$ MPa die höchste Scherfestigkeit verzeichnet. Im Vergleich zur Kontrollgruppe PB mit $13,95 \pm 1,91$ MPa war der Mittelwert statistisch signifikant erhöht ($p = 0,004$; Tukey's Test). Beim paarweisen Vergleich der Gruppen konnten bei vorheriger CHX-Applikation keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden ($p > 0,05$; Tukey's Test). Auf demineralisiertem Dentin wurden mit 2,38 bis 7,88 MPa signifikant geringere Werte gemessen ($p < 0,05$; Tukey's Test). Die künstliche Alterung führte zu einer Haftkraftreduktion, die auf demineralisiertem Dentin signifikant ($p < 0,05$; Tukey's Test) war. Mit den Einschränkungen einer In-vitro-Studie kann geschlussfolgert werden, dass CHX den adhäsiven Verbund hinsichtlich der initialen und der Langzeithaftwerte nicht beeinflusst und somit als Kavitätenspülung zur Keimzahlreduktion angewendet werden kann.

Bergmann, Benjamin: Einfluss von Chlorhexidin auf die Scherfestigkeit eines Self-Etch-Adhäsivs auf gesundem und demineralisiertem Milchzahndentin vor und nach künstlicher Alterung, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 80 Seiten, 2016

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	1
1.1 Aufbau und Struktur der Zähne	3
1.1.1 Das Dentin	3
1.1.2 Demineralisiertes Dentin	5
1.2 Bedeutung und Morphologie der Milchzähne	6
1.3 Zahnärztliche Behandlung von Kindern	8
1.4 Adhäsive	9
1.4.1 Haftungsmechanismus	10
1.4.2 Zusammensetzung der Adhäsive	13
1.4.3 Historie der Adhäsive	13
1.4.4 Einteilung der Adhäsivsysteme	14
1.5 Kompomere	16
1.6 Chlorhexidin in der Zahnmedizin	18
1.7 Experimentelle Karieserzeugung	20
2. Zielstellung	21
3. Material und Methodik	22
3.1 Material	22
3.1.1 Zahnproben	22
3.1.2 Materialien zur Vorbehandlung	22
3.1.3 Dentinadhäsivsysteme	24
3.1.4 Kompomere	25
3.2 Methodik	26
3.2.1 Herstellen der Zahnproben	26
3.2.2 Vorbehandlung der Proben	27
3.2.3 Applikation des Adhäsivsystems	29
3.2.4 Applikation des Kompomers	30
3.2.5 Künstliche Alterung	30
3.2.6 Versuchsaufbau	31
3.2.7 Versuchsablauf	33
3.2.8 Statistische Auswertung	33

4.	Ergebnisse	34
4.1	Ergebnisse der Versuchsreihen	34
4.2	Vergleich der Ergebnisse	39
5.	Diskussion	41
5.1	Diskussion der Methodik	41
5.1.1	Zahnproben	42
5.1.2	Experimentelle Karieserzeugung	43
5.1.3	Chlorhexidin	44
5.1.4	Adhäsive	46
5.1.5	Versuchsdurchführung	47
5.2	Diskussion der Ergebnisse	50
5.2.1	Konventionelle Scherversuche	51
5.2.2	Adhäsivsysteme	51
5.2.3	Langzeitanalyse mittels Thermocycling	53
5.2.4	Haftverbund zu demineralisiertem Dentin	54
5.2.5	Einfluss von Chlorhexidin	56
5.3	Schlussfolgerungen	59
6.	Zusammenfassung	61
7.	Literaturverzeichnis	63
8.	Thesen	79

Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

10-MDP	10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat
4-MET	4-Methacryloyloxyethyltrimellitsäure
Abb.	Abbildung
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
bzw.	beziehungsweise
°C	Grad Celsius
CH	Schweiz
CHX	Chlorhexidin (1,1'-Hexamethylenbis[5-(4-chlorphenyl)biguanid])
D	Deutschland
Demin.	Demineralisation
et al.	et alii (lateinisch), und andere (deutsch)
g	Gramm
Gew.-%	Gewichtsprozent
FEPA	Fédération Européenne des Fabricants de Produits Abrasifs
FL	Fürstentum Liechtenstein
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
HEC	Hydroxyethylcellulose
l	Liter
min	Minute
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
mmHg	Millimeter-Quecksilbersäule (Einheit des Drucks)
MMP	Matrixmetalloproteinasen
MPa	Megapascal
µm	Mikrometer
N	Newton
nm	Nanometer
phenyl-P	2-Methacryloyloxyethylphenylhydrogenphosphat
Standardabw.	Standardabweichung
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
U/min	Umdrehungen pro Minute
UDMA	Urethandimethacrylat
USA	Vereinigte Staaten von Amerika

1. Einleitung

Moderne, zahnfarbene Füllungsmaterialien besitzen in der heutigen Zahnmedizin einen überragenden Stellenwert – dies gilt sowohl für die Erwachsenen- wie auch für die Kinderzahnheilkunde (Courson et al., 2005; Cardoso et al., 2011). Hintergrund ist der steigende ästhetische Anspruch der Gesellschaft und das sich weiterentwickelnde Bewusstsein für Zahngesundheit. Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, haben sich die ästhetisch hochwertigen, plastischen Restaurationsmaterialien aus der Gruppe der Komposite etabliert (da Silva et al., 2013). Auch in der Kinderzahnheilkunde konnten sich diese Werkstoffe bei der Suche nach amalgamfreien Alternativen durchsetzen (Krämer und Frankenberger, 2007).

Wurden die Komposite und deren Modifikationen, die Kompomere, Ende des letzten Jahrhunderts aufgrund eingeschränkter mechanischer Belastungsfähigkeiten vorwiegend im Frontzahnggebiet angewendet, so weisen sie heute ähnliche Qualitätsstandards wie die etablierten konventionellen Restaurationsmaterialien im Seitenzahnggebiet auf (Manhart et al., 2004; Krämer und Frankenberger, 2007). Dennoch erzielen Füllungen größeren Ausmaßes nicht immer die erwünschten Langzeiterfolge, wie sie mit Amalgam- oder laborgefertigten Restaurationen erreicht werden (Bohaty et al., 2013). Um Misserfolge entgegenzuwirken, wird daher ein adäquater Verbund mittels der Adhäsivtechnik angestrebt. Jene befasst sich mit der Bildung des Haftverbundes zwischen Kompositen bzw. Kompomeren und Zahnhartsubstanzen, der durch die materialtypische Polymerisationsschrumpfung und der damit einhergehenden Gefahr der Randspaltbildung notwendig wird (Malhotra et al., 2010). Insbesondere stellt dabei der Kontakt der hydrophoben Füllungsmaterialien zu dem hydrophilen Dentin ein Problem dar, welches in der Vergangenheit die Indikation der Komposite auf den ästhetischen Bereich beschränkte (Helvey, 2011).

Die für die adhäsive Füllungstherapie benötigten Dentinhaftvermittler wurden im Laufe der Jahre stetig weiterentwickelt, sodass nicht nur eine Verstärkung des Haftverbundes und somit der Einsatz in funktionell belasteten Bereichen bewerkstelligt, sondern auch eine vereinfachte Anwendung erreicht wurde (Simonsen, 2011). Aufgrund der steigenden Nachfrage nach technikerleichternden Materialien werden derzeit von den Herstellern insbesondere die All-in-One-Adhäsive, die nur einen Applikationsschritt benötigen, in den profitablen Markt der Dentinhaftvermittler eingeführt (Cardoso et al., 2011). Die Haftwerte dieser Self-Etch-Systeme unterliegen in Studien zwar denen der Mehr-Schritt-Technik (Cardoso et al., 2011), jedoch ist auch hier ein Prozess hin zu stabileren Haftwertpotentialen durch veränderte chemische Zusammensetzungen festzustellen (Vaidyanathan und Vaidyanathan, 2009).

Einhergehend mit der Ausbreitung der adhäsiven Zahnheilkunde hat sich weiterhin das Konzept der minimalinvasiven Behandlungsmethodik zur maximalen Schonung der Zahnhartgewebe

etabliert. Dies ist ein weiterer positiver Aspekt für die Nutzung der Adhäsivtechnik im Bereich der Kinderzahnheilkunde, da substanzschonende Präparationen die grazile Anatomie der Milchzähne berücksichtigen (Courson et al., 2005). Im Gegensatz zu den Präparationsregeln nach Black richtet sich hierbei die Ausdehnung der Kavität allein nach der kariösen Schädigung (Jingarwar et al., 2014). Dabei verbleiben in Bereichen tiefer Läsionen am Kavitätengrund gehäuft Zonen demineralisierten Dentins, dessen kariogenes Potential zwar eingeschränkt ist, das jedoch eine nachgewiesene höhere Anzahl an Mikroorganismen aufweist (Cardoso et al., 2011). Des Weiteren stellt sich demineralisiertes Dentin als Hindernis für die Bildung eines suffizienten, langlebigen Haftverbundes dar (Kunawarote et al., 2011). Dementsprechend werden im Zuge der ständigen Verbesserung der Verbundstabilität Verfahren analysiert, die die Gefahr von Sekundärkaries und Füllungsverlusten minimieren.

Chlorhexidin, in der Zahnheilkunde insbesondere als Mundspüllösung zur präoperativen Keimzahlminimierung und Behandlung parodontaler Erkrankungen bekannt, unterliegt dabei in aktuellen Untersuchungen einer Betrachtung der Einflussgröße auf die Haftkräfte adhäsiv befestigter Restaurationen (Varoni et al., 2012; Montagner et al., 2014). Es besteht die Vermutung, dass Chlorhexidin, angewendet als antiseptische Kavitätenspülung, der Bildung von Sekundärkaries durch Desinfektion der Kavität vorbeugen kann (Borges et al., 2012). Zudem wird diesem Wirkstoff eine Steigerung der Langzeithaftkräfte durch dessen inhibitorische Wirkung auf Matrixmetalloproteinasen und einer damit verminderten Degradation des adhäsiven Verbundes nachgesagt (Breschi et al., 2008). Die hier vorliegende Studie nimmt Chlorhexidin daher als einen Schwerpunkt in die Überlegungen auf und untersucht dessen Einfluss auf die Haftkräfte eines Self-Etch-Adhäsivs an Milchzahndentin.

Technikerleichterungen, die sich durch Self-Etch-Adhäsive bei der Füllungsapplikation ergeben, bringen insbesondere in Fällen erschwerter Behandlungsbedingungen Vorteile mit sich. Hier sei speziell auf die Anwendung im Kindesalter hingewiesen, da in diesem Zusammenhang häufig mit einer geringen Compliance der Patienten zu rechnen ist (Klingberg und Broberg, 2007). Dabei bedient sich die Kinderzahnheilkunde aktuellen Studien zufolge in hohem Maße der Adhäsivtechnologie (Krämer und Frankenberger, 2007). Begründet liegt dies in der Vermeidung potentiell gesundheitsschädlicher konventioneller Füllungsmaterialien und der gegenwertig postulierten Anwendung der minimalinvasiven Kavitätenpräparation an Milchzähnen (Arenholt-Bindslev und Hörsted-Bindslev, 2005; Krämer und Frankenberger, 2007). Neben den Unterschieden, die sich bei der zahnärztlichen Behandlung von Kindern ergeben, muss eine weitere Einflussgröße einer Betrachtung unterzogen werden: Milchzahndentin weist im Vergleich zum Dentin bleibender Zähne eine abweichende Mikrostruktur auf, die den Haftverbund beeinflussen kann (Nör et al., 1996). Folglich ist eine Übertragung der Applikationszeiten und -schritte von Self-Etch-Adhäsiven von der bleibenden Dentition auf das Milchzahndentin nicht ohne Weiteres möglich und bedarf der Überprüfung.

1.1 Aufbau und Struktur der Zähne

Der menschliche Zahn setzt sich aus der Zahnpulpa und den sie umschließenden Zahnhartsubstanzen Schmelz, Dentin und Wurzelzement zusammen (Ten Cate, 1994a).

Im koronalen Anteil befindet sich im äußeren Bereich, das Dentin bedeckend, der Zahnschmelz. Dieser stellt das härteste Material des menschlichen Körpers dar und besteht zu 95 Gew.-% aus anorganischen Mineralien, zu 4 % aus Wasser und nur zu 1 % aus organischen Bestandteilen. Zudem enthält Schmelz keine Zellen oder Sinnesrezeptoren, weshalb er keine Sensibilität aufweist (Weber, 2010a). Der anorganische Anteil setzt sich zum größten Teil aus Apatitkristallen zusammen (Ten Cate, 1994a). Diese Verbindungen aus Kalzium und Phosphat liegen zum einen als Hydroxylapatitkristalle vor, zum anderen führt eine zusätzliche Einlagerung von Fluor oder Karbonat zur Ausbildung weiterer kristalliner Strukturen, wie zum Beispiel zu der des Fluorapatits, fluoridierten Hydroxylapatits und karbonierten Apatits (Eanes, 1979). Sie sind in circa 160 nm langen Kristallen zu dicht gepackten Prismen angeordnet, die dem Zahnschmelz seine hohe Dichte und regelmäßige Struktur verleihen. Weiterhin finden sich zu einem geringen Teil Spurenelemente und Verbindungen aus Kalzium und Phosphat, die keine Apatitkristalle bilden, in der anorganischen Matrix (Elliott, 1997; Hellwig et al., 2013a).

Im Bereich der Zahnwurzel ist dem Dentin das Zement aufgelagert. Dieses dem menschlichen Knochen ähnliche Material mit einem Mineralanteil von circa 65 Gew.-% und einer organischen Matrix, die etwa 23 % ausmacht, wird ferner dem Zahnhalteapparat zugeordnet und ist damit für die Befestigung des Zahnes im Kieferknochen mitverantwortlich (Ten Cate, 1994a; Hellwig et al., 2013a).

1.1.1 Das Dentin

Das Dentin, auch Zahnbein genannt, bildet den größten Anteil des menschlichen Zahnes und umgibt die Zahnpulpa (Linde und Goldberg, 1993). Diese Zahnhartsubstanz ektomesenchymalen Ursprungs ähnelt in seiner Zusammensetzung dem menschlichen Knochen mit einem Gewichtsanteil der anorganischen Matrix von etwa 70 % und einem Volumenanteil von 40 - 45 % (Linde und Goldberg, 1993; Ten Cate, 1994b). Jene Fraktion setzt sich vorwiegend aus Hydroxylapatitkristallen und amorphem Kalziumphosphat zusammen. Dabei liegen die im Gegensatz zum Schmelz kleineren und plattenförmigen Apatitkristalle mit einer Länge von circa 60 nm und einer Breite von etwa 2 – 5 nm unterschiedlich dicht gepackt ohne geordnete Prismenstruktur vor (Goldberg et al., 2011). Die organischen Substanzen, die etwa 20 % des Gewichtes und 30 % des Volumens ausmachen, ähneln der organischen Matrix des Knochens und bestehen zum größten Teil aus Kollagen Typ I. Extrazelluläre Proteine, unter

anderem Glykoproteine, Proteoglykane, Glykosaminoglykane und Phosphoproteine, vervollständigen diesen Anteil des Dentins (Leaver et al., 1975; Butler et al., 1997). Der hydrophile Charakter ist mit einem Wert von circa 10 Gew.-% Wasser zum Großteil auf den in den Tubuli existenten Dentinliquor zurückzuführen (Marshall et al., 1997).

Die Struktur des Dentins stellt sich dabei keineswegs homogen dar, da sich in der Reifung des Zahnes morphologisch unterschiedliche Schichten bilden. Das nahe der Schmelz-Dentin-Grenze gelegene Manteldentin, welches eine etwaige Dicke von 15 - 30 μm aufweist, besitzt eine geringer mineralisierte Matrix und ausgeprägte Verästelungen der Dentinkanälchen (Goldberg et al., 2011). Es schließt sich das zirkumpulpale Dentin an, das den Hauptbestandteil des Dentins darstellt. In Pulpanähe geht es in das Zwischendentin über. In direktem Kontakt zur Zahnpulpa befindet sich letztlich das noch nicht vollständig ausgereifte, hypomineralisierte Prädentin. Dieses wird von den Odontoblasten auch nach vollständiger Zahnentwicklung gebildet und mineralisiert mit der Zeit, wodurch sich das Pulpencavum im Laufe des Lebens verkleinert. Das nach Abschluss des Wurzelwachstums gebildete Dentin nennt sich Sekundärdentin. Tertiärdentin ist hingegen die Zahnhartsubstanz, die aufgrund von externen Reizen als Abwehrreaktion von den Odontoblasten gebildet wird. Aufgrund der Interaktion des Dentins mit der Pulpa spricht man von einer funktionellen Pulpa-Dentin-Einheit (Hellwig et al., 2013a).

Die dentinbildenden Zellen, die Odontoblasten, befinden sich mit dem Zellkörper in der Zahnpulpa an der Grenze zum Dentin (Linde und Goldberg, 1993). Während der Dentinogenese wandern sie in Richtung der späteren Pulpa und hinterlassen dabei im Dentin die als Tomes-Fasern bezeichneten zytoplasmatischen Fortsätze. Um diese bildet sich das mineralisierte Dentin. Dadurch verbleiben im Bereich der Tomes-Fasern Röhren, die sogenannten Dentintubuli, mit einem Durchmesser von 2 - 4 μm , die das Dentin zentrifugal von der Schmelz-Dentin-Grenze bis zur Pulpa durchziehen. Die pulpanahen Kanälchen besitzen dabei einen größeren Durchmesser und eine höhere Dichte als diejenigen nahe der Schmelz-Dentin-Grenze (Lopes et al., 2009; Lenzi et al., 2013). Die Tubuli werden umgeben von peritubulärem Dentin, welches eine höhere Mineralisierung als das dazwischenliegende intertubuläre Dentin aufweist. Jene hochmineralisierte Substanz wird im Laufe des Lebens gebildet. Aufgrund dessen verringern sich die Durchmesser der Dentinkanäle mit zunehmendem Alter (Hülsmann, 2008).

Die Dentintubuli enthalten den Dentinliquor, ein Ultrafiltrat des Blutes, welches mit einem Druck von etwa 28 mmHg nach außen wirkt (Beveridge und Brown, 1965). Bei einer Dentinwunde weist die Oberfläche des Dentins durch diesen Flüssigkeitsausstrom einen hydrophilen Charakter auf (Helvey, 2011). Diese zu den hydrophoben Restaurationsmaterialien gegensätzliche Polarität erschwert die Bildung eines suffizienten Haftverbundes, was einen Hauptgrund für die notwendige Weiterentwicklung der Adhäsivtechnik darstellt (Hellwig et al.,

2013b). Zudem wird dem Dentinliquor bei der hydrodynamischen Schmerztheorie eine entscheidende Rolle zugewiesen (Brännström, 1986). Durch Flüssigkeitsverschiebungen des Liquors werden dabei A-Fasern im Bereich der Pulpa-Dentin-Grenze nahe der Odontoblastenkörper aktiviert (Hellwig et al., 2013c).

Aufgrund der beschriebenen mikroskopischen Struktur mit Einlagerung der Odontoblastenfortsätze, der vorhandenen Sensibilität und der Interaktion mit der Pulpa wird Dentin im Gegensatz zum Schmelz als ein lebendes Gewebe angesehen (Hellwig et al., 2013a).

1.1.2 Demineralisiertes Dentin

Bei kariösen Prozessen, die die Schmelz-Dentin-Grenze überschreiten, reagiert die Pulpa-Dentin-Einheit mit Abwehrprozessen zum Schutz der Vitalität der Pulpa (Chogle et al., 2012). Dieser Prozess zieht eine typische Strukturveränderung mit Ausbildung unterschiedlicher Zonen im Dentin nach sich (Abb. 1).

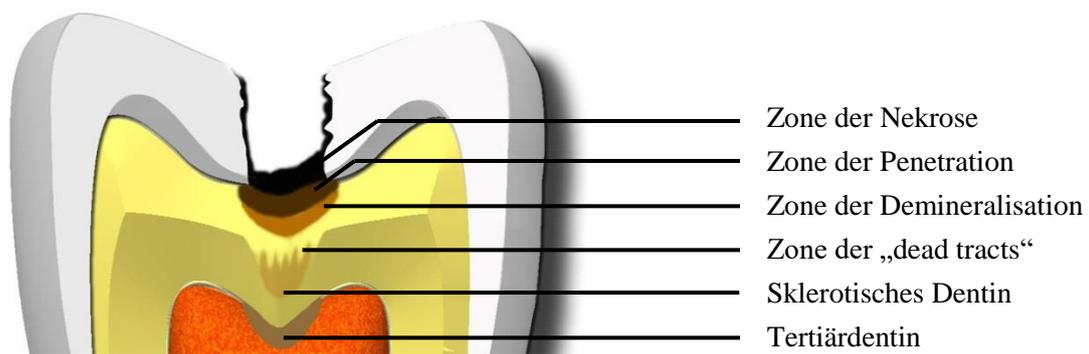


Abb. 1: Zonen der Dentinkaries

Als Reaktion auf exogene Reize bilden die Odontoblasten Tertiärdentin, welches das Pulpencavum verkleinert (Hellwig et al., 2013a). Zudem ändert sich die mikroskopische Struktur des Dentins (Tuculină et al., 2013). In den inneren Bezirken entsteht durch die Obliteration der Dentinkanälchen sklerotisches Dentin, nach peripher schließt sich daran die Zone der „dead tracts“ mit Dentintubuli ohne Odontoblastenfortsätze und einer höheren Permeabilität an. Es folgt die Zone der Demineralisation mit einer geringeren Mineralisierungsrate und geringeren Härte als gesundes Dentin (Arnold et al., 2003). Diese Zone kann bei Beseitigung der kariogenen Auslöser remineralisieren. Die klinische Beurteilung, ob es sich um erhaltungswürdiges oder kariöses Dentin handelt, erweist sich jedoch besonders in pulpanahen Bereichen, in denen die Härte des Dentins physiologisch geringer ist, als schwierig (Staehe et al., 1996). Bei Fortschreiten der kariösen Prozesse findet sich peripher der Zone der Demineralisation die Zone der Penetration mit einer nach außen hin zunehmenden

Anzahl eingedrungener Mikroorganismen (Banerjee et al., 2002) und einer ausgeprägten Demineralisierung. Die Härte des Dentins nimmt in der peripheren Zone der Nekrose weiter ab (Hellwig et al., 2013d).

Im Zuge der minimalinvasiven Kariestherapie besteht bei Gefahr der Pulpaeröffnung die Empfehlung, minimale Reste demineralisierten Dentins in der Kavität von Milchzähnen zu belassen, solange keine pulpatischen Beschwerden vorliegen, die Infektionsquelle beseitigt wurde und die Kavitätenränder kariessfrei sind (Granath et al., 1994; Staehle et al., 1996; Ferreira et al., 2012). Die Tatsache, dass die Anzahl der kariogenen Mikroorganismen in den tieferen Bereichen der Karies stark abnimmt, unterstützt jene Vorgehensweise (Banerjee et al., 2002). Sie beeinflusst jedoch die Adhäsionskraft der Haftvermittlersysteme, da demineralisiertes Dentin eine abweichende Zusammensetzung und Struktur im Vergleich zu gesundem Dentin besitzt. Es verfügt über einen höheren Wassergehalt und einen geringeren Anteil mineralischer Substanzen mit veränderter Mikrostruktur (Ito et al., 2005). Ebenso zeigen sich in der Beschaffenheit des Kollagens morphologische Abweichungen. Die Schmierschicht ist nach der Kavitätenpräparation im Bereich verbliebener Karies dicker und weist einen erhöhten organischen Anteil auf (Taniguchi et al., 2009), sodass sich die Verbundschicht zwischen Haftvermittler und Dentin insgesamt breiter, variabler und mit einer unregelmäßigeren Zusammensetzung darstellt (Wang et al., 2007). In mehreren Studien wurden dabei verminderte Bindungskräfte zwischen adhäsiv befestigten Kompositen und kariösen Dentinproben nachgewiesen (Ceballos et al., 2003; Erhardt et al., 2008; Kunawarote et al., 2011).

1.2 Bedeutung und Morphologie der Milchzähne

Milchzähne weisen gegenüber den ihnen folgenden permanenten Zähnen des Erwachsenenengebisses vielfältige Unterschiede hinsichtlich Anzahl, Form und Größe, Struktur und Anordnung auf (Johnsen, 1987; Lehmann et al., 2012).

In der Regel besteht das vollständig entwickelte Milchgebiss aus 20 Milchzähnen. Dem gegenüber steht das mit 32 bleibenden Zähnen komplett ausgebildete permanente Gebiss. Diese Diskrepanz der Zahnanzahl erklärt sich durch das im Wachstum des Menschen auftretende Kieferwachstum und die damit notwendige Vergrößerung des Kauorgans. Die Entwicklung zum permanenten Gebiss erfolgt durch das Wachstum der Zuwachszähne distal des Milchgebisses und den Ersatz der Milchzähne durch die bleibenden Nachfolger. In der Wechselgebissphase veranlassen dabei diese Nachfolgezähne die Wurzelresorption und in der Folge die Exfoliation der Milchzähne (Schumacher und Gente, 1995). Sie fügen sich anschließend in die Lücken der zu Verlust gegangenen Zähne ein (Kim und Koch, 1996). Dies verdeutlicht die Funktion der Milchzähne als Platzhalter. Aufgrund von Traumen oder Karies vorzeitig exfoliierte Milchzähne

können diese Funktion nicht mehr ausführen. Infolge dessen kommt es insbesondere bei frühzeitigem Verlust der zweiten Milchmolaren zu Engständen durch den Mesialdrift der 6-Jahr-Molaren und der damit einhergehenden Reduktion des Leeway-Spaces (Petcu et al., 2009). Milchmolaren weisen verglichen mit permanenten Molaren auffällige Unterschiede in der Kronenform auf, die auch Einfluss auf die Erscheinungsformen der Karies haben. Beispielsweise ergibt sich durch die abgeflachten Approximalflächen von Milchmolaren ein abweichendes Kontaktprofil der Nachbarzähne. Gegenüber den Kontaktpunkten bei bleibenden Zähnen finden sich daher bei Milchzähnen interdental Kontaktlinien (Johnsen, 1987), die bei engen Zahnzwischenräumen gehäuft von Approximalkaries betroffen sind (Subramaniam et al., 2012). Trotz ihrer vergleichsweise flacheren Höckerformation sind die Okklusalfächen der Milchzähne laut mehrerer Studien mit der höchsten Kariesprävalenz behaftet (Ferro et al., 2009). Eine Häufung der Okklusalkaries findet sich dabei bei den zweiten Milchmolaren, wohingegen die ersten Milchmolaren im Vergleich vermehrt Approximalkaries aufweisen (Elfrink et al., 2006). Diesbezüglich zeigten Skeie et al. in ihrer Studie, dass kariöse Läsionen im Milchgebiss besonders bei mehrflächiger Beteiligung des zweiten Milchmolars gute Prädiktoren für ein hohes Kariesrisiko auch im bleibenden Gebiss sind (Skeie et al., 2006). Der kariöse Befall der distalen Fläche des zweiten Milchmolars steigert hierbei das Risiko einer mesialen Karies des 6-Jahr-Molars signifikant (Mejäre et al., 2001; Vanderas et al., 2004). Somit steht der klinische Zustand des Milchgebisses in Relation zur Gesundheit der bleibenden Zähne.

Einen weiteren Unterschied weisen Milchzähne in ihrer histologischen Struktur auf. Im Vergleich zu permanenten Zähnen zeigt sich, dass sie sowohl eine geringere Schmelz- als auch Dentindicke besitzen (Johnsen, 1987). Der Schmelz ist bei Milchzähnen im Schnitt etwa halb so dick, hat eine höhere Schmelzprismenanzahl besonders nahe der Schmelz-Dentin-Grenze und besitzt aufgrund des verminderten Kalzium- und Phosphatgehaltes einen geringeren Mineralisierungsgrad (De Menezes Oliveira et al., 2010). Laut Johnsen besteht die Schmelzoberfläche der Milchzähne zudem gehäuft aus prismenlosen Arealen, die eine hohe Streuung der Oberflächengestalt nach Schmelzätzung verursachen (Johnsen, 1987). Hingegen zeichnet sich an präpariertem Schmelz nach Ätzung mit Phosphorsäure eine gleichmäßige prismatische Struktur ab (Garcia-Godoy und Gwinnett, 1991).

Das Dentin der Milchzähne zeigt in Härtemessungen durchschnittlich eine geringere Härte im Vergleich zum Dentin bleibender Zähne. Dies wird mit einem geringeren Mineralisierungsgrad erklärt (Johnsen, 1987; Hosoya und Marshall, 2005). Während der Durchmesser der Dentintubuli bei Milch- und bleibenden Zähnen ähnlich ist, findet sich im Milchzahndentin eine deutlich höhere Dichte jener Kanälchen, die in den pulpanahen Bereichen ansteigt (Lenzi et al., 2013). Daraus kann geschlossen werden, dass das Fortschreiten kariogener Prozesse im Milchzahndentin rascher erfolgt. Diese Annahme bestätigend, wurde laut einer Studie von

Vanderas et al. die schnellere Ausbreitung approximaler Karies bei Milchzähnen im Vergleich zu bleibenden Zähnen nachgewiesen (Vanderas et al., 2003).

Ein für die Präparation von Milchzähnen wichtiger Unterschied zu den bleibenden Zähnen besteht zudem in der Ausdehnung der Pulpa. Milchzähne weisen eine in Bezug auf ihre Zahnhartsubstanz große Zahnpulpa auf, die in vielen Fällen ausgedehnte Pulpenhörner besitzt (Johnsen, 1987; Weber, 2010b). Kariöse Prozesse erreichen somit schneller die pulpanahen Regionen. Zum Erhalt der Vitalität ist daher eine frühzeitige Behandlung der Karies indiziert; die Präparation für die restaurative Versorgung sollte zudem minimalinvasiv und defektorientiert erfolgen. Die Adhäsivtechnik bietet aufgrund der mikromechanischen Verankerung die idealen Grundvoraussetzungen für diese Präparationsform, da ausgedehnte Unterschnitte, die einen höheren Zahnhartsubstanzverlust verursachen, vermieden werden können (Mandari et al., 2001).

1.3 Zahnärztliche Behandlung von Kindern

„Kinder sind keine kleinen Erwachsenen“ (Weber, 2010c). Dieses in der Medizin häufig verwendete Zitat weist auch in der Zahnheilkunde auf die Herausforderung hin, die die Behandlung von Kindern mit sich bringt. Folglich ist neben den beschriebenen anatomischen Unterschieden beim Umgang mit Kindern auch auf die kindliche Psyche durch eine angepasste Behandlungsmethodik Rücksicht zu nehmen (Weber, 2010c).

Durch eine altersentsprechende Kommunikation mit dem Kind wird eine zahnärztliche Behandlung in der Regel zugelassen (Koch und Staehle, 1996). Jedoch kommt es häufig zu Einschränkungen in der Kooperationsbereitschaft, besonders bei Kindern mit vorbestehenden negativen Assoziationen, die von vorhergehenden Zahnarztbesuchen, Gesprächen in der Familie und den Medien hervorgerufen werden können (Koch und Staehle, 1996; Mungara et al., 2013). Es ist daher sinnvoll bei der Planung restaurativer Maßnahmen auch auf die körperliche und psychische Belastbarkeit der Kinder Rücksicht zu nehmen (Staehle et al., 1996; Klingberg und Broberg, 2007). Hierbei ist ein schmerzfreier Einstieg in die Therapie mit einer langsamen Steigerung des Behandlungsaufwandes über mehrere Sitzungen förderlich, um vorbestehende Ängste zu minimieren (Weber, 2010c). Daher sollten Füllungsmaßnahmen insbesondere in Fällen geringer Compliance in einem überschaubaren zeitlichen Rahmen stattfinden. Ein vereinfachtes Anwendungsprotokoll bei der Verwendung von Haftvermittlern begünstigt dabei eine erfolgreiche Behandlung (Krämer und Frankenberger, 2007). Die substanzschonende Präparationsform bei adhäsiven Restaurationen ermöglicht zudem eine schmerzarme und an die Anatomie der Milchzähne angepasste Therapie (Courson et al., 2005). Ferner muss bei der Kommunikation die kognitive Entwicklung der Kinder berücksichtigt werden. Bildhaftes

Erklären mit einer gleichzeitigen Demonstration der durchgeführten Maßnahmen dient dabei einer erfolgreichen Kooperation (Koch und Staehle, 1996). Ebenso ist eine adäquate Wortwahl, angepasst an den altersgerechten Wortschatz der Kinder, von Bedeutung, weil über Wörter positive wie negative Assoziationen verursacht werden können (Weber, 2010c). Lob und Anerkennung dienen weiterhin als sinnvolle Maßnahmen zur Lenkung des kindlichen Verhaltens (Koch und Staehle, 1996).

Den Milchzähnen wird eine große Rolle hinsichtlich der Sprachenentwicklung, der Kau- und mimischen Funktion, des Kieferwachstums und der Ästhetik zugeschrieben. Sie unterstützen somit die regelgerechte Entwicklung des stomatognathen Systems und beeinflussen damit die Gesundheit des bleibenden Gebisses (Lynch, 2013). Daher sollte dem Erhalt der Milchzähne bis zum Zeitpunkt des physiologischen Zahnwechsels eine hohe Priorität zugewiesen werden. In kritischen Fällen, die unter anderem von der Prognose und Wertigkeit des zu behandelnden Zahnes und der Belastbarkeit des Kindes abhängen, muss zwischen den möglichen Folgen der Unterlassung restaurativer Maßnahmen und der Belastung durch die Behandlung abgewogen werden (Staehle et al., 1996). Große Bedeutung weisen dabei die Milchmolaren auf, die aufgrund ihrer Funktion als Platzhalter bis zur Zeit der natürlichen Exfoliation erhalten werden sollten und bei vorzeitigem Verlust zu einem erheblichen Engstand im bleibenden Gebiss führen können (Schepers und Schmuth, 1978; Simon et al., 2012). Dennoch sind endodontische Behandlungen zum Erhalt dieser Zähne wegen der erhöhten Belastung für die Patienten und der Gefahr der Schädigung nachfolgender Zähne bei Kindern nur bedingt durchführbar (Lenhard und Staehle, 1996) und sollten möglichst durch eine frühzeitige Therapie kariöser Läsionen vermieden werden. Diese können vor allem bei sehr jungen Patienten zunächst auch mit Glasionomerezementen behandelt werden, bis eine Verbesserung der Compliance die Anwendung adhäsiv befestigter Füllungen ermöglicht (Krämer und Frankenberger, 2007).

1.4 Adhäsive

Die Restauration von Zahnhartsubstanzdefekten mit plastischen Füllungsmaterialien unterliegt einer steten Weiterentwicklung. Der Wunsch nach zahnfarbenen plastischen Restaurationsmaterialien führte zur Entwicklung der Komposite, Kompomere und weiterer Modifikationen jener (da Silva et al., 2013). Da im Gegensatz zu anderen Füllungsarten, beispielsweise dem Amalgam, eine Schrumpfung des Materials bei der Aushärtung erfolgt und zudem kein chemischer Verbund zwischen diesen Kompositen und den Zahnhartsubstanzen zustande kommt, besteht die Notwendigkeit, Haftvermittler als Verbindungssystem zur Vermeidung der Ausbildung von Randspalten zu verwenden (Hellwig et al., 2013b).

Als der entscheidende Haftungsmechanismus erweist sich dabei die mikromechanische Verankerung an zuvor konditionierten Zahnhartsubstanzen (Buonocore, 1955). Da jedoch die gegensätzliche Polarität des hydrophilen Dentins und der hydrophoben Füllungsmaterialien eine Barriere bei der Bildung des Haftverbundes darstellt, liegt das Hauptaugenmerk der aktuellen Forschung auf dieser Problematik (Helvey, 2011). Die Zusammensetzung und Wirkungsweise der unterschiedlichen Adhäsivsysteme spielen daher bei der Bildung des Haftverbundes eine wichtige Rolle. Weiterführende Details hinsichtlich Entwicklung, Wirkmechanismen und stofflicher Komposition der Dentinhaftvermittler finden sich im Folgenden.

1.4.1 Haftungsmechanismus

Die Befestigung eines Restaurationsmaterials an den Zahnhartsubstanzen kann über verschiedenste Mechanismen erfolgen (Marshall et al., 2010). Makromechanisch können die Materialien über in die Kavität präparierte Unterschnitte befestigt werden (Hellwig et al., 2013b). Dieser Vorgang ist jedoch nur bei plastischen Füllungsmaterialien, die keine Schrumpfung bei ihrer Abbindereaktion aufweisen, als alleinige Befestigungsmethode angebracht. Ein Beispiel hierfür sind das noch häufig verwendete Amalgam und die Goldhämmerfüllungen, welche jedoch nur noch selten Anwendung in der heutigen Zahnheilkunde finden (Hellwig et al., 2013b). Amalgam expandiert zudem geringfügig bei der Aushärtung; dies hat einen guten Randschluss zur Folge (Marshall et al., 2010).

Bei Verwendung von Kompositen bildet sich aufgrund ihres Kontraktionsverhaltens bei einem rein makromechanischen Verbund hingegen ein Randspalt, dessen Ausmaß abhängig von der Polymerisationsschrumpfung und Verarbeitungstechnik ist (Malhotra et al., 2010). Zudem besitzen diese Füllungsmaterialien einen zu den Zahnhartsubstanzen abweichenden Wärmeausdehnungskoeffizienten, welcher die Randspaltbildung besonders während der natürlichen Alterung der Restauration begünstigt (Sidhu et al., 2004). Zur Vermeidung jener Mechanismen ist daher ein adhäsiver Verbund von Nöten (Hellwig et al., 2013b).

Per definitionem ist die Adhäsion (von lat. adhaerere = anhaften) „der Zustand einer sich zwischen zwei in Kontakt tretenden, kondensierten Phasen ausbildenden Grenzflächenschicht“. Dabei erfolgt bei dem Prinzip des adhäsiven Verbundes ein Zusammenhalt jener Phasen über molekulare Wechselwirkungen im Bereich der angesprochenen Grenzfläche (Bischof, 1983a). Den Mechanismen, die in diesem mikroskopischen Kontaktbereich wirken, liegen unterschiedliche Theorien zugrunde, die die Haftungskräfte in eine mechanische und eine spezifische Adhäsion unterteilen (Bischof, 1983b).

Die mechanische Adhäsion beruht auf der Annahme, dass eine Verankerung der Substanzen zwischen ihren Mikrostrukturen erfolgt (Bischof, 1983c). Die modernen Schmelz-Dentin-Adhäsivsysteme machen sich diesen Mechanismus zunutze (Marshall et al., 2010).

Bewerkstelligt wird dies durch die Freilegung der Mikrostrukturen im Zahnschmelz mittels saurer Konditionierer und die nachfolgende Penetration der porösen Strukturen durch niedrigvisköse Adhäsive (Gwinnett und Matsui, 1967; Buonocore et al., 1968). Dabei entsteht bei der Benetzung des Schmelzes mit speziellen Säuren aufgrund der unterschiedlichen Säurelöslichkeit von Schmelzprismenkernen und interprismatischer Substanz ein Ätzmuster bienenwabenhöhliger Gestalt (Frankenberger, 2010). Die so mikroskopisch aufgeraute und stark vergrößerte Oberfläche kann nachfolgend von dem Adhäsiv durch Kapillarkräfte bis in Tiefen von 50 µm durchdrungen werden (Retief, 1973). Elektronenmikroskopische Untersuchungen zeigen, dass das Relief der Adhäsive aufgrund ihrer niedrigviskösen Eigenschaften ein mehr oder weniger exaktes Spiegelbild zu den im Zahnschmelz vorliegenden Strukturen bildet (Brännström und Nordenvall, 1977).

Der mechanischen Adhäsion am Dentin liegt ebenfalls die Freilegung der Mikrostrukturen mithilfe von Säuren zugrunde (Van Meerbeek et al., 2003). Da jedoch das Dentin nach der Präparation von einer Schicht aus Zelltrümmern, Hydroxylapatitkristallen, Speichel, Blutbestandteilen und Dentinliquor bedeckt wird, muss dieser circa 2-5 µm dicke Belag, die sogenannte Schmierschicht, im Folgenden auch als „smear layer“ bezeichnet, zusätzlich von den Konditionierern entfernt, beziehungsweise modifiziert werden (Brännström und Johnson, 1974; Elderrat et al., 2004). Basierend auf zwei verschiedenen Prinzipien der smear layer zu begegnen, wird zwischen der Etch-and-Rinse-Technik, bei der eine Entfernung der Schmierschicht erreicht werden soll, und der Self-Etch-Technik mit selbstkonditionierenden Adhäsiven, die die Schmierschicht modifizieren und durchdringen, unterschieden (Ozer und Blatz, 2013). In Studien von Spencer et al. wird jedoch darauf hingewiesen, dass auch bei der Etch-and-Rinse-Technik unter Umständen keine vollständige Entfernung der smear layer, sondern nur eine Verminderung der Schichtdicke mit Modifikation der Struktur durch Denaturierung der Kollagene und Einlagerung mineralischer Bestandteile erfolgt (Spencer et al., 2001; Wang und Spencer, 2002).

Nach der Konditionierung mit Phosphorsäure zeigen sich bei elektronenmikroskopischer Betrachtung an der Oberfläche die offenen Dentintubuli (Susin et al., 2008), in die das Adhäsiv eindringt und darin Kunststoffzotten, sogenannte „Tags“, ausbildet. Zudem kommt es zur Demineralisierung des inter- und teilweise auch des peritubulären Dentins mit Freilegung der Kollagenmatrix (Brännström und Nordenvall, 1977). Die hydrophilen Monomere dringen in das Kollagenetz ein und ermöglichen somit die Verbindung des Adhäsivsystems mit dieser Matrix. Das Netzwerk aus Adhäsiv, Primer und Kollagengeflecht wird als Hybridschicht bezeichnet (Kenshima et al., 2006). Jener Schicht wird der größte Anteil an der Haftungskraft

zugeschrieben (Van Meerbeek et al., 1992; Lohbauer et al., 2008). Dementsprechend ist die suffiziente Bildung der Hybridschicht von großer Bedeutung für die Qualität des Haftverbundes. Für eine möglichst stabile adhäsive Verbindung muss dabei eine ausreichende Restfeuchtigkeit der Kavitätenoberfläche gegeben sein, da eine Übertrocknung des Dentins zu einem Kollaps der Kollagenmatrix führt (El Feninat et al., 2001). Das kollabierte Geflecht weist eine verminderte Penetrationsfähigkeit auf und sollte deshalb durch erneute Anfeuchtung oder die Nutzung wasserbasierter Primer rehydriert werden (Frankenberger, 2010).

Bei der Self-Etch-Technik bewirken saure Monomere innerhalb des Adhäsivsystems die Konditionierung der Kavitätenoberfläche. Zudem infiltrieren sie die dabei freigelegten Strukturen und schaffen mit quervernetzenden Monomeren des Adhäsivs einen Verbund (Kenshima et al., 2006). Aufgrund der gleichzeitigen Demineralisation und Polymerisation kann das Kollagennetzwerk im Vergleich zu den Etch-and-Rinse-Systemen nicht kollabieren, wodurch diese potentielle Gefahr bei der Füllungslegung beseitigt wird (Hegde et al., 2012). Da bei dieser Technik kein Abspülen der Schmierschicht erfolgt, wird diese in den adhäsiven Verbund mit einpolymerisiert und ist somit Bestandteil der Hybridschicht. Die Eindringtiefe des Adhäsivs ist abhängig von seiner Einwirkzeit und der Aggressivität der sauren Monomere, die sich im pH-Wert des Präparates widerspiegelt (Tay und Pashley, 2001; Ferrari et al., 1997).

Neben der mikromechanischen Verankerung werden zudem weitere Adhäsionsmechanismen diskutiert. Die Theorien der spezifischen Adhäsion befassen sich dabei mit den Wechselwirkungskräften der unterschiedlichen Phasen des Verbundes (Bischof, 1983b). Die chemische Adhäsion, ein Baustein der spezifischen Adhäsionstheorien, soll hierbei über die Ausbildung chemischer Bindungen zwischen Zahnhartsubstanz und Adhäsiv erfolgen (Gähde, 1983; Marshall et al., 2010).

Diese Beziehungen können unterschiedlicher Art sein, unter anderem werden ionische Bindungen an das Kalzium der Zahnhartsubstanz und kovalente Verbindungen zum Kollagen vermutet (Duke und Lindemuth, 1990). Im Gegensatz zu solchen sehr stabilen chemischen Bindungen weist die sogenannte Wasserstoffbrückenbindung, die sich zwischen Wasserstoffatomen und elektronegativen Atomen, wie Sauerstoff, Stickstoff und Fluor, bildet, eine bedeutend schwächere Bindungskraft auf. Der Anteil der chemischen Adhäsion an der gesamten Haftungskraft ist dabei abhängig von dem verwendeten Adhäsivsystem und dessen funktionellen Monomeren (Yoshida et al., 2004). Die chemische Haftung der Adhäsivsysteme zu den Zahnhartsubstanzen wird in vielen Literaturangaben angezweifelt (Eick et al., 1997), jedoch verweisen besonders aktuelle Studien auf diesen Mechanismus durch spezielle Bestandteile des Adhäsivs (Geerts et al., 2012). So werden intermolekulare Wechselwirkungen zwischen den in Self-Etch-Adhäsiven vorkommenden Molekülen 10-MDP und 4-MET und dem Hydroxylapatit vermutet (Yoshida et al., 2004; Nagakane et al., 2006) sowie zwischen 10-MDP und Kollagen (Vaidyanathan et al., 2007).

1.4.2 Zusammensetzung der Adhäsive

Ein Adhäsivsystem hat die Aufgabe, das hydrophobe Füllungsmaterial mit dem hydrophilen Dentin zu verbinden. Dies wird über die chemische Zusammensetzung der Adhäsivkomponenten ermöglicht, die sich im Allgemeinen bei den verschiedenen Haftvermittlersystemen ähnelt (Van Landuyt et al., 2007).

Die Systeme bestehen prinzipiell immer aus einem Konditionierer, einem Primer und einem Adhäsiv, wobei diese Komponenten, wie unter 1.4.4 beschrieben, auch kombiniert und somit in weniger Arbeitsschritten appliziert werden können (Hellwig et al., 2013b).

Als Konditionierer dienen Säuren, zum Beispiel die etwa 37%ige Phosphorsäure bei der Etch-and-Rinse-Technik oder selbstätzende Primerlösungen bei der Self-Etch-Methode (Frankenberger, 2010). Diese enthalten Monomere mit einem Säurerest in ihrer Struktur, welcher es ihnen ermöglicht, die Oberfläche der Zahnhartsubstanzen zu demineralisieren (Silva e Souza et al., 2010).

Der Primer durchdringt die freigelegten Strukturen der Zahnhartsubstanzen. Die hydrophilen und amphiphilen Bestandteile ermöglichen dabei eine Penetration der Mikrostrukturen des Dentins (Frankenberger, 2010). Eine der häufigsten Grundsubstanzen bildet hierbei das wasserlösliche Methacrylat HEMA (Mahdan et al., 2013). Die sauren Monomere der Self-Etch-Systeme übernehmen gleichzeitig durch ihre Hydrophilie die Funktion des Primers. Beispiele hierfür sind die funktionellen Monomere 10-MDP, 4-MET und phenyl-P (Yoshida et al., 2004). Die Adhäsivkomponente, welche auch als Bonding bezeichnet wird, enthält darüber hinaus eine Mischung verschiedener amphiphiler und hydrophober Monomere, die den Verbund zum Füllungsmaterial herstellen. Typische Bestandteile sind die quervernetzenden Monomere Bis-GMA, TEGDMA und UDMA (Van Landuyt et al., 2007).

Des Weiteren bestehen die Adhäsivsysteme aus verschiedenen Initiatoren, Inhibitoren und Lösungsmitteln, wie Wasser, Azeton oder Ethanol. Zusätzlich kommen unterschiedliche Bestandteile, wie beispielsweise Füll- und Farbstoffe vor (Van Landuyt et al., 2007).

1.4.3 Historie der Adhäsive

In der frühen Entwicklungsphase der ästhetischen plastischen Füllungsmaterialien wurde besonders auf die Problematik der Randspaltbildung und der einhergehenden Sekundärkaries durch Schrumpfung der Kunststoffe verwiesen (Smith und Schoonover, 1953). Zur Unterbindung der Spaltbildung wurde nach einer Möglichkeit der Adhäsion der Kunststoffe an den Zahnstrukturen gesucht (Rose et al., 1955). Die von Buonocore 1955 veröffentlichten Versuche, die Oberflächenstruktur des Zahnschmelzes mittels Phosphorsäure zu modifizieren

und somit einen verbesserten Verbund zu schaffen, führten zur Entstehung der Schmelz-Ätz-Technik, die in der heutigen Zahnheilkunde einen hohen Stellenwert besitzt (Buonocore, 1955; Simonsen, 2011). Durch die Konditionierung der Schmelzoberfläche wurde dabei ein Mikroretentionsrelief geschaffen, welches dünnfließende Komposite oder Haftvermittler zur Adhäsion an konditioniertem Zahnschmelz befähigte (Buonocore et al., 1968).

Während die Schmelzhaftung schon frühzeitig gute Erfolge aufwies, stellte die mikromechanische Verankerung der hydrophoben Komposite an Dentin aufgrund des hydrophilen Milieus weiterhin ein Problem dar, welches bis in die heutige Zeit weiterer Forschung bedarf (Helvey, 2011).

Die Weiterentwicklung vollzog sich dabei in mehreren Stadien, worauf die ehemalige Einteilung der Adhäsivsysteme in Generationen beruht. Aufgrund fehlender chemischer Bindungskräfte (Grandini et al., 1991), geringer Dentinhaftung (Frankenberger, 2010) und komplexer Behandlungsprotokolle konnten sich die ersten Generationen jedoch nicht durchsetzen (Helvey, 2011; Hellwig et al., 2013b). Erst mit der Entwicklung der Total-Etch-Technik, ehemals als vierte Generation bezeichnet, konnten deutlich bessere Haftwerte bei einem gleichzeitig vereinfachten Behandlungsprotokoll erreicht werden (Helvey, 2011). Dabei wurde Phosphorsäure zunächst auf den Schmelz und anschließend auf das freigelegte Dentin aufgebracht, sodass die Einwirkzeit im Dentin geringer ausfiel. Die nachfolgend applizierten Komponenten Primer und Adhäsiv trugen durch die Infiltration in die freigelegte Kollagenmatrix des Dentins zu einem einen stabilen Verbund bei (Griffiths et al., 1999).

Bestrebungen, diese techniksensitive Verarbeitung der Adhäsivsysteme durch Vereinigung der Anwendungsschritte zu vereinfachen, führten zur Entwicklung selbstprimender Adhäsive, selbstkonditionierender Primer und sogenannter Ein-Flaschen-Systeme, die Säure, Primer und das Adhäsiv miteinander vereinen (Kugel und Ferrari, 2000). Die Haftwerte dieser Systeme müssen sich jedoch noch immer mit denen der Mehr-Schritt-Adhäsive messen (Alex et al., 2008).

1.4.4 Einteilung der Adhäsivsysteme

Eine systematische Einteilung der Adhäsivsysteme erfolgt in der Literatur auf unterschiedliche Art und Weise. Die Generationeneinteilung wird in dieser Abhandlung zugunsten der weitaus aussagekräftigeren Variante, die Adhäsive hinsichtlich ihrer Verarbeitung und Applikationsschritte einzuteilen, nur im Bereich der Historie der Adhäsivtechnik erwähnt (da Silva et al., 2013).

Grundsätzlich lassen sich die Adhäsive in die Etch-and-Rinse- und die Self-Etch-Systeme einteilen (Abb. 2). Die Etch-and-Rinse-Technik verlangt einen eigenständigen Schritt der

Konditionierung mit einer Säure, während bei der Self-Etch-Technik die sauren Monomere des Primers diese Aufgabe übernehmen (Ozer und Blatz, 2013). Hinsichtlich der Anzahl der benötigten Komponenten werden diese Systeme zudem weiter unterteilt. Man spricht von den Drei- und Zwei-Flaschen-Systemen bei der Etch-and-Rinse-Technik, und von Zwei- und Ein-Flaschen-Systemen bei der Self-Etch-Technik. Die Ein-Komponenten-Systeme werden auch als All-in-One-Adhäsive bezeichnet (Bekes et al., 2007; Ozer und Blatz, 2013).



Abb. 2: Schema der Adhäsivsysteme

Die Drei-Flaschen-Systeme der Etch-and-Rinse-Technik beinhalten einen Konditionierer, typischerweise 37%ige Phosphorsäure, einen Primer und ein Adhäsiv. Sogenannte Vier-Komponenten-Systeme enthalten zwei in Folge zu applizierende Primer, basieren aber auf derselben Methodik (Frankenberger, 2010). Durch diese zeitintensive Prozedur der Vorbehandlung und den erhöhten technischen Aufwand werden in der aktuellen Forschung vermehrt vereinfachte Verfahren entwickelt (Van Meerbeek et al., 1998). Jedoch zeichnen sich trotz der großen Anzahl an Applikationsschritten und der Gefahr einer haftwertmindernden Übertrocknung des Dentins die Drei- und Vier-Flaschen-Systeme bei Verwendung wasserbasierter Primer durch deren rehydrierende Wirkung als weniger techniksensibel aus (Tay et al., 2004; Frankenberger et al., 2005). Bei korrekter Anwendung weisen sie ausgesprochen hohe Haftwerte, ein geringes Microleakage und gute klinische Erfolge auf (Peumans et al., 2005; Malacarne-Zanon et al., 2010; Cardoso et al., 2011). Deshalb werden sie auch heute noch als Goldstandard angesehen (Alex et al., 2008).

Die Kombination von Primer und Adhäsiv in einer Flasche wird als selbstprimendes Adhäsiv bezeichnet und stellt die Grundlage der Zwei-Flaschen-Etch-and-Rinse-Systeme dar. Statt zwei getrennter Arbeitsschritte kann das Adhäsiv nach dem Konditionieren aufgebracht werden, da es sowohl hydrophile, als auch amphiphile Monomere enthält. Diese die Applikation erleichternde und zeitsparende Methode kann hinsichtlich der Erfolgsraten jedoch nicht mit den Drei-Flaschen-Systemen konkurrieren, da zum einen die Infiltrationsfähigkeit vermindert und somit die Bildung der Hybridschicht erschwert ist und zum anderen ein hydrophileres Adhäsiv

verwendet wird, welches die Gefahr von Microleakage erhöht (Peumans et al., 2005; Malacarne-Zanon et al., 2010; Cardoso et al., 2011).

Bei den aus zwei Komponenten bestehenden Self-Etch-Systemen sind Konditionierer und Primer in einem Schritt zusammengefasst. Das anschließend aufgetragene Adhäsiv stellt den Verbund zwischen dem hydrophilen, selbstätzenden Primer und dem hydrophoben Füllungsmaterial her (Frankenberger, 2010; Hegde et al., 2012). Klinische Studien zeigten annähernd an die Drei-Flaschen-Systeme der Etch-and-Rinse-Technik heranreichende Erfolge (Peumans et al., 2005). Es bestehen hier jedoch wesentliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Produkten, was auf die sehr variable Zusammensetzung der Primer zurückzuführen ist. Vor allem milde Adhäsivsysteme (pH circa 2) schnitten in klinischen und In-vitro-Untersuchungen gut ab (Peumans et al., 2005; Ermis et al., 2008). Zudem wiesen die Zwei-Schritt-Self-Etch-Systeme aufgrund hoher Anteile hydrophober Monomere in dem Adhäsiv ein geringes Microleakage auf (Malacarne-Zanon et al., 2010). Sie werden speziell bei rein dentinbegrenzten Kavitäten empfohlen, da im Gegensatz zu der hohen Dentinhaftung die Verbundqualität an Schmelz nicht an die der Systeme mit separater Schmelzätzung heranreicht (Frankenberger, 2010; Cardoso et al., 2011).

Die Ein-Flaschen-Self-Etch-Systeme, sogenannte All-in-One-Adhäsive, enthalten selbstkonditionierende, selbstprimende Adhäsive in nur einer Applikationskomponente (Hellwig et al., 2013b). Funktionelle, saure Monomere und quervernetzende Moleküle finden in diesen Systemen Verwendung (Van Landuyt et al., 2007). Insgesamt ist hierbei im Vergleich zu Adhäsiven mit mehreren Applikationssubstanzen ein höherer Anteil hydrophiler Monomere zu verzeichnen, wodurch sie auch nach der Polymerisation eine erhöhte Wasseraufnahmefähigkeit besitzen (Tay et al., 2004). Dies wird als eine Ursache für erhöhtes Microleakage, das diese All-in-One-Systeme in In-vitro-Studien aufwiesen, angesehen (Kallenos et al., 2005; Malacarne-Zanon et al., 2010; Cubukcu et al., 2013). Insgesamt erreichten sie weder in Labor- noch in klinischen Untersuchungen annähernd die Haftkräfte und Beständigkeitswerte von Mehr-Komponenten-Systemen (Cardoso et al., 2011).

1.5 Kompomere

Kompomere stellen eine Modifikation der in der ästhetischen Zahnheilkunde häufig verwendeten Komposite dar (Hellwig et al., 2013b). Sie werden auch als Polyalkensäure modifizierte Komposite bezeichnet und enthalten neben Kompositbestandteilen Komponenten der Glasionomerezemente. Um die Vorteile dieser beiden Materialien, zum einen die mechanische Stabilität und herausragende Ästhetik der lighthärtenden Komposite, zum anderen die Fluoridfreisetzung der Glasionomerezemente, zu kombinieren, wurden sie 1994 mit der

Entwicklung des Kompomers Dyract® in die Zahnheilkunde eingeführt (Baygin et al., 2012). Dieses von der Firma Dentsply DeTrey hergestellte Kompomer hat sich vor allem im Bereich der Kinderzahnheilkunde unter Anwendung vereinfachter Adhäsivsysteme als ästhetische, amalgamfreie Füllungsalternative der Front- und Seitenzähne durchgesetzt (Krämer und Frankenberger, 2004). Durch die vergleichsweise frühe Markteinführung unter den Kompomeren finden sich zu diesem Material mannigfaltige Studien und klinische Langzeitanalysen (Krämer und Frankenberger, 2007; Wiegand et al., 2007).

Da klinische Untersuchungen bei Anwendung simplifizierter Adhäsivsysteme aussichtsreiche Ergebnisse von Kompomerfüllungen an Milchzähnen hervorbrachten (El-Kalla und García-Godoy, 1998) und eine Anwendung des Kofferdams laut Herstellerangaben nicht zwingend ist, bietet sich diese zeitsparende und technikerleichternde Methodik insbesondere bei der Behandlung von Kindern an (Krämer und Frankenberger, 2007). Zudem ist die dabei angewandte minimalinvasive Präparationsform für den Erhalt der bei Milchzähnen geringer dimensionierten Zahnhartsubstanzen förderlich (Courson et al., 2005).

Die Matrix der Kompomere setzt sich neben den für Komposite typischen Monomeren, wie zum Beispiel Bis-GMA, UDMA und TEGDMA, aus Karbonsäuren zusammen, die vernetzbare Doppelbindungen aufweisen, um sowohl die Polymerisationsreaktion, als auch die für Glasionomerezemente typische Säure-Base-Reaktion zu ermöglichen (Meyer et al., 1998). Die letztgenannte Reaktion kann jedoch im trockenen Milieu während der Füllungsapplikation nicht stattfinden und erfolgt erst nach Lichthärtung an den mit Feuchtigkeit in Kontakt tretenden Grenzflächen (Zimmerli et al., 2010). Als Füllstoffe werden neben keramischen Füllkörpern vor allem Fluorosilikatgläser aus der Glasionomertechnologie verwendet, die teilweise silanisiert sind, um einen guten Verbund zur Polymermatrix zu schaffen (Hellwig et al., 2013b).

Zur optimalen Haftung an Zahnhartsubstanzen benötigen Kompomere wegen ihrer hydrophoben Eigenschaften ein Adhäsivsystem, da sie im Gegensatz zu Glasionomeren keinen chemischen Verbund zu den Zahnhartsubstanzen eingehen können (Moodley und Grobler, 2003).

Die beschriebene Fluoridabgabe, die einen Schutz vor Sekundärkaries darstellen soll, findet verglichen mit Glasionomerezementen in geringerem Maße statt. In-vitro-Versuche wiesen dementsprechend eine geringere Kariesprotektivität der Kompomere im Vergleich zu Glasionomeren nach (Nicholson, 2007). Ob die Fluoridabgabe in der praktischen Anwendung eine Verminderung von Sekundärkaries zur Folge hat, konnte in klinischen Untersuchungen bisher nicht eindeutig geklärt werden (Eliades et al., 1998; Trachtenberg et al., 2009).

Die mechanischen Eigenschaften der Kompomere ähneln denen der Komposite, wobei eine verminderte Bruch- und Abrasionsstabilität nachgewiesen wurde. Daher kommen sie speziell in Klasse V-Kavitäten und bei der Behandlung von Milchzähnen zum Einsatz (Nicholson, 2007).

1.6 Chlorhexidin in der Zahnmedizin

Das in der Zahnheilkunde etablierte Chlorhexidin ist ein Antiseptikum mit breitem Wirkungsspektrum, welches in niedrigen Konzentrationen bakteriostatisch, in höherer Dosierung bakterizid wirkt (Jones, 1997). Eine besonders hohe Effektivität weist es gegenüber gram-positiven Kokken, in geringerem Maße auch gegen andere gram-positive und gram-negative Bakterien, auf. Das CHX-Molekül erreicht dabei durch seinen stark kationischen Charakter eine hohe Affinität zu der negativ geladenen Zellwand der Mikroorganismen (Lang und Brex, 1986). Mit zwei 4-Chlorphenylringen und zwei Biguanid-Gruppen, die über eine Hexamethylenkette verbunden sind, beeinflusst es die Oberflächenstrukturen der bakteriellen Zellwand, was eine Permeabilitätssteigerung zur Folge hat, die bei ausreichend hoher CHX-Konzentration zur Zytolyse des Bakteriums führt (Lang und Brex, 1986; Varoni et al., 2012). Zudem besitzt es antimykotische Eigenschaften, die sich bei der Behandlung oraler Kandidosen zu Nutze gemacht werden (Ellepola und Samaranayake, 2001).

Als vorteilhaft erweist sich die Fähigkeit des Chlorhexidins, an Schleimhaut- und Zahnoberflächen zu haften und somit über einen Zeitraum von mehreren Stunden aktiv zu wirken (Bonesvoll, 1977; Varoni et al., 2012; Van Strydonck et al., 2012). Dies wird durch die Bindung des kationischen CHX-Moleküls an die Muzine des Speichels, die den Zahnoberflächen und der Mundschleimhaut anhaften, ermöglicht. Folglich wird die Ausbildung des Schmelzoberhäutchens, der sogenannten Pellikel, erschwert und die Plaqueanlagerung an den Oberflächen vermindert (Chen et al., 2011). Gleichzeitig kann von einer vernachlässigbaren Toxizität dieses Antiseptikums bei fachgerechter Anwendung ausgegangen werden, da es dem Molekül aufgrund seines kationischen Charakters annähernd unmöglich ist, die Schleimhäute des Mundes und Gastrointestinaltraktes zu durchdringen (Varoni et al., 2012).

Chlorhexidin wird in der Zahnmedizin meist als Chlorhexidindigluconat in verschiedenen Konzentrationen und Applikationsformen, unter anderem als Mundspüllösung, Gel, Lack und Spray, verwendet. Die Konzentrationen reichen dabei von 0,12 % bis 0,2 %, bei Gelen bis zu 1 %. Lacke enthalten darüber hinaus teilweise deutlich höhere CHX-Anteile von bis zu 40 % (Puig Silla et al., 2008).

Zur Anwendung kommt es besonders bei der Prophylaxe und Behandlung von Gingivitiden (Berchier et al., 2010). Auf diesem Gebiet kann die Forschung auf mannigfaltige Studien und Langzeiterfahrungen zurückgreifen, die die Wirksamkeit des Chlorhexidins bestätigen, da es eine starke Aktivität gegen die pathogenen Keime der Parodontopathien aufweist, ohne bei regelmäßiger Anwendung Resistenzen bei den Erregern hervorzurufen (Varoni et al., 2012). Die plaquehemmende Wirkung, insbesondere der antimikrobielle Einfluss auf *Streptococcus mutans*, vermindert zudem die Entstehung von Karies, weshalb es in Mundspüllösungen auch zur Kariesprophylaxe verwendet wird (Van Strydonck et al., 2012; Varoni et al., 2012; Gomes

et al., 2013). Angesichts dieser prophylaktischen Eigenschaften erweist sich eine CHX-Spülung als besonders nützlich bei erhöhter Kariesgefährdung nach Bestrahlungen im Kopf-Hals-Bereich und in Fällen eingeschränkter Mundhygiene, wie sie nach Operationen, beim Tragen kieferorthopädischer Apparaturen und bei Patienten mit mentalen oder manuellen Behinderungen auftritt (Varoni et al., 2012).

Neben den Anwendungsbereichen, in denen sich Chlorhexidin etabliert hat, steht in aktuellen Studien der Einfluss einer CHX-Spülung der Kavität vor der Applikation des Haftvermittlersystems zur Diskussion (Gomes et al., 2013). Der bakteriziden Eigenschaft wird hierbei eine präventive Wirkung in der Verminderung von Sekundärkaries zugeschrieben. Dabei besteht in Kavitäten mit nicht restlos entferntem kariösen Dentin die Möglichkeit, die pathologischen Prozesse durch eine CHX-Spülung zum Stillstand zu bringen (Borges et al., 2012). Insbesondere bei tiefen Defekten im Milchgebiss, bei denen nach Kariesexkavation eine erhöhte Bakteriendichte in der Kavität zu erwarten ist, wird eine Keimzahlreduktion mittels bakterizider Substanzen angestrebt (Targino et al., 2014). Zudem wird vermutet, dass CHX die Langzeithaftkräfte adhäsiv befestigter Füllungen verbessert, da es die schädigende Wirkung wirtseigener Kollagenasen auf den Verbund zwischen Dentin und Adhäsiv hemmt (Zhang und Kern, 2009; Leitune et al., 2011; Lenzi et al., 2012). Die Hydrolyse der Kollagenmatrix in der Hybridschicht stellt, neben den Qualitätseinbußen der Adhäsivbestandteile, die Hauptursache für die alterungsbedingte Beeinträchtigung des Haftverbundes dar. Es gilt, diesen Mechanismus zur Erhöhung der Haltbarkeit adhäsiv befestigter Restaurationen zu unterbinden (Montagner et al., 2014).

Körpereigene Enzyme, die im Verdacht stehen das Kollagenetzwerk zu attackieren, konnten mit den im Dentin vorkommenden Matrixmetalloproteinasen und Cathepsinen identifiziert werden. Diese spalten an spezifischen Peptidbindungen die freiliegenden Fibrillen des Typ I-Kollagens mit der Folge fortschreitender Schädigungen an der Hybridschicht (Tjäderhane et al., 2013a). Indem es die aktiven Zentren der Enzyme blockiert, dient CHX dabei als probates Mittel zur Inhibition jener kollagenolytischen Proteasen (Tjäderhane et al., 2013b).

Diesbezüglich wurde bei elektronenmikroskopischer Betrachtung der Grenzfläche zwischen Dentin und Adhäsiv nach künstlicher Alterung an mit CHX vorbehandelten Dentinoberflächen eine weitgehend konstante Hybridschicht erfasst, während ohne CHX vermehrt Schadstellen im Haftverbund auftraten. Ebenso stellte sich die Ausprägung der Kunststoffzotten unter CHX-Einfluss deutlicher dar. Eine Signifikanz wies dieser Unterschied in der Morphologie der Hybridschicht jedoch nicht auf (Lafuente, 2012). Untersuchungen von Frakturflächen, die durch Zugversuche hervorgerufen wurden, zeigten hingegen eine signifikante Stabilisierung der Hybridschicht bei CHX-Vorbehandlung (Carrilho et al., 2007a). Ähnlich kontroverse Studienergebnisse bezüglich der Qualität des Haftverbundes finden sich auch bei der CHX-Anwendung an Milchzahndentin (Ricci et al., 2010; Lenzi et al., 2012).

1.7 Experimentelle Karieserzeugung

Im Zuge der minimalinvasiven Behandlungsmethodik kann in Fällen tiefer kariöser Läsionen zur Vitalerhaltung der Pulpa demineralisiertes Dentin am Kavitätengrund verbleiben (Granath et al., 1994; Staehle et al., 1996; Momoi et al., 2012). Die entmineralisierte Oberfläche schwächt jedoch den adhäsiven Verbund und bedarf daher einer gesonderten Betrachtung (Perdigão, 2010). Da dieses Substrat große Variationen in seinen Eigenschaften, abhängig vom natürlichen Entstehungsmechanismus, besitzt, sollten für In-vitro-Untersuchungen zur Standardisierung der Ergebnisse die Prozesse der Demineralisation experimentell nachempfunden werden (Joves et al., 2013). Die durch diesen Vorgang entstehenden Oberflächenveränderungen des Dentins müssen denen einer natürlichen Kariesläsion entsprechen, demzufolge einen geringeren Anteil mineralisierter Substanzen, eine verbreiterte smear layer und eine veränderte Kollagenstruktur aufweisen (Ito et al., 2005; Wang et al., 2007; Taniguchi et al., 2009). In der Literatur finden sich sowohl chemische, als auch mikrobielle Verfahren, die diese mikrostrukturellen Änderungen hervorrufen (de Carvalho et al., 2008; Joves et al., 2013).

Demineralisationslösungen auf Grundlage bakterieller Aktivität sind dabei technisch anspruchsvoll, erzielen morphologisch ein den natürlichen Kariesläsionen sehr ähnliches Erscheinungsbild, verursachen jedoch eine erhöhte Härtereduktion des Dentins und dringen tief in die Zahnhartsubstanz ein (Marquezan et al., 2009). Dieses Vorgehen wird daher für In-vitro-Untersuchungen hinsichtlich der Kariogenität von Bakterienstämmen und Nahrungsmitteln sowie der Kariesprävention empfohlen (Clarkson et al., 1984).

Soll hingegen eine dünne Schicht demineralisierten Dentins, wie sie bei annähernd vollständiger Kariesexkavation vorliegt, simuliert werden, eignen sich besonders die chemischen Demineralisationslösungen, die eine den natürlichen Läsionen vergleichbare Oberflächenhärte verursachen, jedoch geringere Eindringtiefen in das Dentin besitzen (Marquezan et al., 2009; Joves et al., 2014). Ein bewährtes chemisches Verfahren ist die Behandlung mit einem Säuregel, bei dem die komplexen Vorgänge der Kariesentstehung auf die säurebedingte Demineralisation reduziert werden. Die dabei entstehenden Läsionen weisen ein der natürlichen Karies ähnliches Entkalkungsmuster auf (Arnold et al., 2007). Silverstone beschrieb hierzu 1968 ein Schema zur Herstellung einer auf Milchsäure basierenden Lösung, die mehrfach modifiziert und deren Anwendbarkeit im Rahmen der Erzeugung künstlicher Karies in weiteren Studien untersucht wurde (Silverstone, 1968; Damato et al., 1988). Im Gegensatz zu diesem vereinfachten Verfahren der Kariesinduktion werden bei der Methode des pH-Cyclings die zyklischen De- und Remineralisierungsprozesse berücksichtigt und mittels zweier Lösungen unterschiedlichen pH-Wertes simuliert (Nakajima et al., 2005). Dieses Verfahren umfasst somit einen weiteren Aspekt der Kariesentstehung und führte in mehreren Studien zu einer stärkeren Demineralisierung als die alleinige Verwendung saurer Gele (Marquezan et al., 2009).

2. Zielstellung

Der Einsatz von Chlorhexidin als antimikrobielles Medium zur Kavitäenspülung vor Füllungsapplikation wird derzeit in der Literatur diskutiert (Borges et al., 2012). Besondere Beachtung findet die CHX-Spülung im Bereich der Kinderzahnheilkunde, da bei tiefen kariösen Läsionen bakterizide Substanzen der Gefahr von Sekundärkaries und einer Infektion der weit ausgedehnten Milchzahnpulpa entgegenwirken (Hiraishi et al., 2009; Weber, 2010b; Targino et al., 2014). Für die Umsetzung in der Praxis stellt sich die Frage, ob ein Vorteil aus der Keimzahlminderung in der Kavität der Milchzähne und der vermuteten Festigung des Langzeithaftverbundes durch den zusätzlichen Schritt der CHX-Applikation bei Füllungslegung gezogen werden kann.

Das Ziel dieser In-vitro-Studie bestand daher darin, den Einfluss der Chlorhexidinapplikation auf die Scherfestigkeit des Self-Etch-Adhäsivs Futurabond® NR auf gesundem und demineralisiertem Milchzahndentin zu ermitteln. Um Alterungserscheinungen des Haftverbundes zu simulieren und zu vergleichen wurden die Scherfestigkeiten direkt nach Füllungsapplikation und im Anschluss an einen künstlichen Alterungsprozess, dem Thermocycling, bestimmt. Als Kontrollgruppe diente das Adhäsiv Prime&Bond® NT.

Daraus ergeben sich die nachfolgenden Fragestellungen:

Bestehen signifikante Unterschiede der Abscherkräfte zwischen den verwendeten Adhäsiven Futurabond® NR und Prime&Bond® NT?

Treten bei der Anwendung von Chlorhexidin auf Milchzahndentin signifikante Abweichungen der Scherfestigkeiten im paarweisen Vergleich der Versuchsgruppen auf und können mögliche alterungsbedingte Haftwerteinbußen durch CHX vermindert werden?

Haben die künstliche Alterung und die Qualität des Dentinsubstrates (gesund versus demineralisiert) von Milchzähnen Einfluss auf die Scherfestigkeitswerte?

3. Material und Methodik

3.1 Material

3.1.1 Zahnproben

Als Versuchsmaterial dienten aus Milchmolaren hergestellte Dentinproben. Die dafür ausgewählten Milchzähne stammten aus zwischen 2010 und 2012 durchgeführten Extraktionen der Sektion Präventive Zahnheilkunde und Kinderzahnheilkunde der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie des Universitätsklinikums Halle. Sie wurden nach Säuberung mit Wasser für maximal vier Wochen in 0,9%iger Natriumchloridlösung (B. Braun Melsungen AG, Melsungen, D) gelagert. Für die Probenherstellung mussten die Milchzähne ausreichend gesunde, von kariösen Prozessen unbeeinflusste Zahnhartsubstanz für die Trepanbohrung aufweisen. Daher wurden nur Zähne ohne großflächige Defekte, deren Extraktion meist kieferorthopädisch begründet war, verwendet.

3.1.2 Materialien zur Vorbehandlung

Zum Einbetten der Milchzahnproben wurde der Kunststoff Technovit® 4071 verwendet.

Tabelle 1: Technovit® 4071

Material	Beschreibung
Technovit® 4071 (Haraeus Kulzer GmbH, Hanau, D)	Schnellhärtendes Zwei-Komponenten-Einbettmittel auf Basis von hochvernetztem Methylmethacrylat in Form von Pulver und Flüssigkeit Farbe: grün-transparent



Abb. 3: Technovit® 4071 Pulver

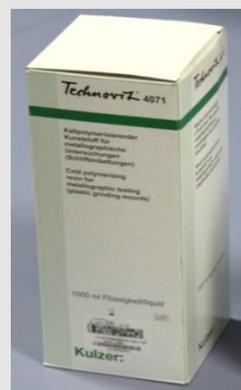


Abb. 4: Technovit® 4071 Flüssigkeit

Demineralisationslösung

Für vier Versuchsreihen wurde zur Simulation kariogener Prozesse die nachfolgende Demineralisationslösung, basierend auf einem Schema von Silverstone, hergestellt (Silverstone, 1968; Markezan et al., 2009):

11,26 ml 80%ige Milchsäure wurden in 0,75 l destilliertem Wasser gelöst und mittels eines geeichten pH-Meters mit 10-molarer Natronlauge auf einen pH-Wert von 4,5 eingestellt. Im Anschluss wurden 60g Hydroxyethylcellulose unter ständigem Rühren hinzugegeben bis eine klare Flüssigkeit vorlag. Dieser einem Gewichtsanteil von 6 % entsprechende Zusatz erhöht die Viskosität der Lösung.

Chlorhexidin

Zudem wurden die Proben von vier weiteren Versuchsreihen mit Chlorhexidin vorbehandelt. Die Zusammensetzung ist der Herstellerbeschreibung entnommen.

Tabelle 2: Chlorhexamed®

Material	Beschreibung	Zusammensetzung
Chlorhexamed® alkoholfrei 0,2 % (GlaxoSmithKline Consumer Healthcare GmbH & Co. KG, Bühl, D)	0,2 % antiseptische Lösung zur Anwendung in der Mundhöhle	<ul style="list-style-type: none"> - Chlorhexidinbis(D-gluconat) - Sorbitol-Lösung 70 % (nicht kristallisierend) - Pfefferminzaroma - Macrogolglycerolhydroxystearat - Glycerol - Gereinigtes Wasser



Abb. 5: Chlorhexamed®

3.1.3 Dentinadhäsivsysteme

Für die Versuchsreihen wurde das selbstkonditionierende Adhäsiv Futurabond® NR verwendet. Die Standardreihen wurden mit dem selbstprimenden Adhäsiv Prime&Bond® NT und vorheriger Konditionierung mit 37%iger Phosphorsäure durchgeführt. Die Zusammensetzung ist von den Herstellern übermittelt worden.

Tabelle 3: Dentinadhäsivsysteme

Material	Beschreibung	Zusammensetzung
Total Etch (Ivoclar Vivadent, Schaan, FL)	37%ige Phosphorsäure zur Schmelzätzung und Dentinkonditionierung	<ul style="list-style-type: none"> - Destilliertes Wasser 44.3 % - Phosphorsäure (85 %) 43.5 % - Verdickungsmittel 12.0 % - Pigmente < 0.2 %



Abb. 6: Total Etch

Prime&Bond® NT (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, D)	Lichthärtender selbstprimender Haftvermittler aus der Kategorie der Zwei-Flaschen-Etch-and-Rinse-Systeme zur adhäsiven Verbindung von Kompositen und Dyract®-Kompomermaterialien mit Schmelz und Dentin	<ul style="list-style-type: none"> - Di- und Trimethacrylat-Harze - funktionalisiertes amorphes Siliciumdioxid - Dipentaerytritolpentacrylat-Phosphorsäure-Monomer - Lichtinitiatoren - Stabilisatoren - Cetylaminhydrofluorid - Aceton
---	---	--



Abb. 7: Prime&Bond® NT

Material	Beschreibung	Zusammensetzung
Futurabond® NR (VOCO GmbH, Cuxhaven, D)	Selbstkonditionierender lichthärtender Haftvermittler der Zwei-Komponenten-Self-Etch- Systeme, in einem Schritt applizierbar, zur adhäsiven Verbindung von Kompositen, Kompomeren und Ormoceren mit Schmelz und Dentin	Liquid A: - Bis-GMA - HEMA - Butylhydroxytoluol - Organische Säuren - Campherchinon Liquid B: - Ethanol - Wasser - Fluoride



Abb. 8: Futurabond® NR

3.1.4 Kompomere

An den mit Prime&Bond® NT vorbehandelten Proben wurde das Kompomer Dyract® im Farbton A2 befestigt. Glasiosite A2 wurde für die Versuchsreihen mit Futurabond® NR verwendet. Laut Herstellerangaben gilt die nachfolgend beschriebene Zusammensetzung.

Tabelle 4: Kompomere

Material	Beschreibung	Zusammensetzung
Glasiosite A2 (VOCO GmbH, Cuxhaven, D)	Lichthärtendes, röntgensichtbares Kompomer für Kavitäten im Front- und Seitenzahnbereich	- Bis-GMA - Diurethandimethacrylat - TEGDMA - Butylhydroxytoluol



Abb. 9: Glasiosite

Material	Beschreibung	Zusammensetzung
Dyract® A2 (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, D)	Lichthärtendes, röntgensichtbares Kompomer für Kavitäten im Front- und Seitenzahnbereich	<ul style="list-style-type: none"> - Urethan-Dimethacrylat - Tetracarboxylsäure-Dihydroxyethylmethacrylat-Ester - Kampferchinon - Ethyl-4(dimethylamino)-benzoat - Butylhydroxytoluen - UV-Stabilisator - Strontium-Aluminium-Natrium-Fluorophosphor-Silikatglas - Hochdisperses Siliziumdioxid - Strontiumfluorid - Eisenoxidpigmente - Titanoxidpigmente



Abb. 10: Dyract®

3.2 Methodik

3.2.1 Herstellen der Zahnproben

Trepanbohrung

Die Präparation der Milchzahnproben erfolgte mithilfe eines Trepanbohrers aus Hartmetall mit einem Innendurchmesser von 2,9 mm (Trepanbohrer 227B \varnothing 4,0/2,9; Komet Dental, Lemgo, D). Dieser wurde in ein zahnärztliches Winkelstück eingespannt, welches unter Wasserkühlung bei einer Drehzahl von 5.000 U/min zur Anwendung kam. Die zylinderförmigen Proben wurden mit Mindestdicken von 2 mm aus den Vestibulärflächen der Milchzähne herauspräpariert. Die Lagerung der so erhaltenen Proben erfolgte für den kurzzeitigen Übergang von wenigen Stunden bis zur Weiterverarbeitung in 0,9%iger Kochsalzlösung.

Einbetten in Technovit®

Anschließend wurden die Milchzahnproben mithilfe des Einbettmittels Technovit® 4071 in Kunststoff fixiert. Hierfür wurde Technovit® nach Herstellerangaben angemischt und anschließend in eine dafür angefertigte Silikonform gegeben. In das aushärtende Technovit® wurden im Folgenden die präparierten Milchzahnproben so eingebettet, dass die Schmelzoberfläche plan mit der Oberfläche des Kunststoffes abschloss.

Freilegen der Dentinoberfläche

Um eine reine Dentinoberfläche zu erhalten, musste zur Entfernung des Schmelzmantels 1 mm der Zahnoberfläche abgetragen werden. Hierfür wurde die Poliermaschine RotoPol-35 (Struers GmbH, Willich, D) mit einem Auflageblatt aus Siliziumcarbid der Körnung P#320 nach FEPA (Struers GmbH, Willich, D) verwendet (Abb. 11). Dies entspricht laut Herstellerangaben in etwa den Körnungen von den mit rotem Ring markierten Diamantschleifern. Unter Wasserkühlung bei 60 U/min ist somit eine plane Dentinoberfläche mit einem Durchmesser von 2,9 mm geschaffen worden, die eben mit der Oberfläche des Einbettmittels abschließt (Abb.12).



Abb. 11: Poliermaschine



Abb. 12: Eingebettete Probe

3.2.2 Vorbehandlung der Proben

Die nachfolgend erläuterten Vorbehandlungen der Proben erfolgten zur Ermittlung der Scherfestigkeitswerte bei abweichenden Versuchsbedingungen. Zur Überprüfung dieser Parameter wurden unterschiedliche Versuchsgruppen erstellt.

Bei der Hälfte der Self-Etch-Adhäsiv-Versuchsreihen wurde hierfür eine Benetzung mit CHX durchgeführt, erkennbar durch das Kürzel „C“ bei Benennung der Gruppen. Um zusätzlich gesundes von demineralisiertem Dentin in seinen Verbundeigenschaften zu unterscheiden, erfolgte bei den mit „D“ gekennzeichneten Versuchsreihen eine Vorbehandlung mit einer Demineralisationslösung. Die Gruppen, die das Kürzel „T“ enthalten, wurden einer künstlichen Alterung unterzogen. Infolgedessen ergeben sich für das Self-Etch-System Futurabond® NR und die Kontrollgruppe mit Prime&Bond® NT nachfolgende Versuchsreihen:

Tabelle 5: Versuchsreihen

Gruppe	Haftvermittler	Kompomer	Vorbehandlung	Thermocycling
PB	Prime&Bond® NT	Dyract® A2	Keine	Nein
PB-T	Prime&Bond® NT	Dyract® A2	Keine	Ja
NR	Futurabond® NR	Glasiosite A2	Keine	Nein
NR-T	Futurabond® NR	Glasiosite A2	Keine	Ja
NR-D	Futurabond® NR	Glasiosite A2	Demineralisation	Nein
NR-DT	Futurabond® NR	Glasiosite A2	Demineralisation	Ja
NR-C	Futurabond® NR	Glasiosite A2	CHX	Nein
NR-CT	Futurabond® NR	Glasiosite A2	CHX	Ja
NR-CD	Futurabond® NR	Glasiosite A2	CHX, Demin.	Nein
NR-CDT	Futurabond® NR	Glasiosite A2	CHX, Demin.	Ja

Lagerung

Wurden die eingebetteten Proben im Herstellungsprozess nicht direkt weiterverarbeitet, lagerten sie in 0,9%iger Natriumchloridlösung. Dadurch konnte ein Austrocknen der Proben für die maximale Lagerungsdauer von einer Woche vermieden werden.

Demineralisation

Bei den vier Versuchsreihen NR-D, NR-DT, NR-CD und NR-CDT wurde die Scherhaftung des Haftvermittlersystems nach zweiwöchiger Demineralisation des Dentins überprüft. Um den Einfluss kariogener Substanzen auf den Zahn zu simulieren, erfolgte hierfür der Einsatz der zuvor beschriebenen Demineralisationslösung. In dem Inkubator Cultura® M (Almedica AG, Giffers, CH) wurden die Proben zwei Wochen dieser Lösung bei 37 °C ausgesetzt (Abb. 13). Für eine gleichmäßige Benetzung aller Proben sorgte die erhöhte Viskosität der Lösung zusammen mit dem regelmäßigen Wenden des Versuchsobjektes alle 12 Stunden. Nach Vollendung des Vorganges wurden die Proben unter fließendem Wasser gesäubert und anschließend in 0,9%iger Kochsalzlösung gelagert.



Abb. 13: Demineralisation im Inkubator

Vorbehandlung mit Chlorhexidin

Die Vorbehandlung der Dentinoberfläche mit Chlorhexidin erfolgte bei weiteren vier Versuchsreihen (NR-C, NR-CT, NR-CD, NR-CDT), wobei die Proben der Gruppen NR-CD und NR-CDT zuvor der Demineralisationslösung ausgesetzt waren. Hierfür wurden die Prüfkörper vor Applikation des Haftvermittlers für 5 Minuten in das Präparat Chlorhexamed® alkoholfrei 0,2 % gelegt und unter regelmäßiger Flüssigkeitsbewegung mit diesem benetzt. Anschließend wurden sie aus der Lösung entnommen und mit Wasser abgespült.

3.2.3 Applikation des Adhäsivsystems

Die Applikation des Adhäsivsystems erfolgte gemäß den Herstellerangaben. Die für die Behandlung mit Prime&Bond® NT vorgesehenen Proben (PB, PB-T) wurden mit Wasser gereinigt und anschließend mit Luft getrocknet. Folgend wurde zur Konditionierung der Dentinoberfläche 37%ige Phosphorsäure (Total Etch) aufgetragen (Abb. 14), nach 7 Sekunden mit Wasser abgespült (Abb. 15) und anschließend die Probe luftgetrocknet. Das Auftragen des Bondings (Prime&Bond® NT) erfolgte mithilfe eines Mikroapplikators. Nachdem das Bonding bei jeder Probe genau 20 Sekunden einwirkte, wurde es mittels Luft dünn auf der Oberfläche verblasen und anschließend 10 Sekunden mit der Polymerisationslampe Demetron Optilux 401 (Kerr GmbH, Karlsruhe, D) lichtgehärtet (Abb. 17).

Bei den mit Futurabond® NR zu behandelnden Proben entfiel die Konditionierung mit Phosphorsäure, da es sich hierbei um ein selbstkonditionierendes Adhäsivsystem handelt. Es erfolgte eine Reinigung der Dentinoberfläche mit Wasser (Abb. 15) und eine anschließende Trocknung derselben. Anschließend wurden die beiden Komponenten (Liquid A und Liquid B) des Haftvermittlers Futurabond® NR in der Dosierung von jeweils einem Tropfen vermischt und auf die Probe mit einem Mikroapplikator aufgetragen (Abb. 16). Die Einwirkdauer betrug 20 Sekunden. Anschließend wurde das Bonding verblasen und 10 Sekunden lichtgehärtet (Abb.17).



Abb. 14



Abb. 15



Abb. 16



Abb. 17

Abb. 14-17: Adhäsivapplikation

3.2.4 Applikation des Kompomers

Die Befestigung des Kompomers erfolgte mittels einer planen Plexiglasscheibe mit einer im Durchmesser 2,5 mm betragenden kreisförmigen Aussparung. Diese wurde auf der Dentinoberfläche zentriert. Mit einer Applikationspistole (Cavifil® Injector, Ivoclar Vivadent, Schaan, FL) und einem Planstopfer (PLGEF16, Hu-Friedy, Chicago, USA) (Abb. 18) wurde das Kompomer durch die Aussparung der Plexiglasscheibe auf der Dentinoberfläche aufgebracht (Abb. 19). Anschließend wurde der lichtensible Kunststoff für 40 Sekunden mithilfe einer Polymerisationslampe ausgehärtet (Abb. 20), wobei das gesamte Kompomer aufgrund der Transparenz der Plexiglasscheibe durchstrahlt werden konnte. Der so entstandene Kompomerzylinder (Abb. 21) wies durch den standardisierten Versuchsaufbau eine konstante Verbundfläche von 4,91 mm² zum Dentin auf.

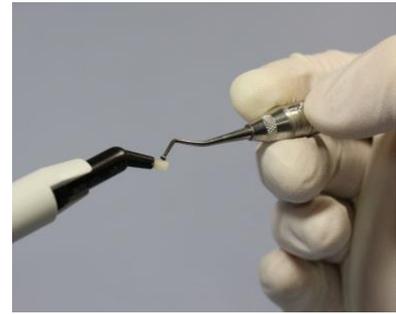


Abb. 18

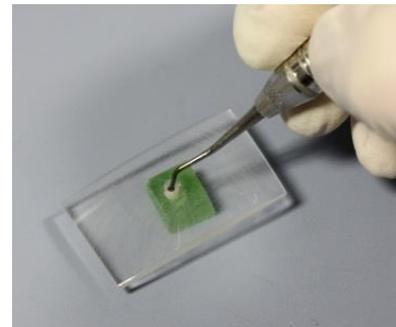


Abb. 19



Abb. 20



Abb. 21

Abb. 18-21: Abfolge der Kompomerapplikation

3.2.5 Künstliche Alterung

Zur Simulation der natürlichen Alterungsprozesse wurden in dieser In-vitro-Studie die Proben der fünf Reihen PB-T, NR-T, NR-CT, NR-DT und NR-CDT nach Applikation des Kompomers einem mehrfach wiederholten Temperaturwechsel mithilfe des Thermozykliegerätes Willytec V2.5 (Willytec GmbH, München, D) unterzogen, dem sogenannten „Thermocycling“.

Das Thermozykliegerät besaß einen Schwenkarm mit einem daran befestigten Sieb. Zur Linken und Rechten des Schwenkarms befanden sich zwei mit destilliertem Wasser gefüllte

Edelstahlbecken (Haake W15, Thermo Haake GmbH, Karlsruhe, D), die durch die zwei Thermostate Haake DC10 (Thermo Haake GmbH, Karlsruhe, D) und ein externes Kühlgerät, den Eintauchkühler Haake EK20 (Thermo Haake GmbH, Karlsruhe, D), auf 5 °C beziehungsweise 55 °C temperiert wurden. Somit konnten die Prüfkörper in dem Sieb mithilfe des Schwenkarms zwischen den Wasserbädern transportiert werden.

Die Stärke der thermischen Belastung der Proben konnte anhand der Zyklenanzahl und der Temperaturdifferenzen der Wasserbäder reguliert werden (Amaral et al., 2007; Yun et al., 2013). In diesem Versuch wurde eine Temperaturdifferenz von 50 Kelvin mit einem 5 °C- und einem 55 °C-Wasserbad angenommen. Die Proben verweilten jeweils 20 Sekunden im Wasserbad. Nach einer anschließenden Abtropfzeit von 17 Sekunden zur Beibehaltung der Wasserbadtemperatur wechselte der Schwenkarm das Sieb in den jeweils anderen Behälter. Dieser zyklische, den thermischen Belastungen des Materials im Mundmilieu nachempfundene Vorgang wurde 10.000-mal wiederholt.



Abb. 22: Thermozyklriergerät

3.2.6 Versuchsaufbau

Nach der künstlichen Alterung bzw. für die Gruppen PB, NR, NR-C, NR-D und NR-CD 30 Minuten nach Applikation des Kompomers erfolgte die Erfassung der Abscherkräfte mit der Universalprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D). Diese bestand aus einem zweisäuligen Lastrahmen mit einer daran befestigten, höhenverstellbaren Traverse (Abb. 23). Der für die Testung der Abscherkräfte verwendete Meißel war über ein Außengewinde mit

dieser Apparatur gekoppelt (Abb. 24). Die beim Prüfen auftretenden Kräfte wurden dabei von den elektronischen Messeinheiten der Prüfmaschine ermittelt und von dem verbundenen Computer mittels des Programms testXpert V. 7.11 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D) aufgezeichnet und verarbeitet.

Der Meißel, der für diesen Test verwendet wurde, besaß eine stumpfe Schneide. Dies ermöglichte die Abscherung der unter dieser Versuchsanordnung platzierten Prüfkörper, wobei ein Einschneiden in die Kompomermaterialien vermieden wurde. Die Proben wurden in einer Schraubzwinge befestigt und so unter dem Versuchsaufbau platziert, dass die Schneide des Meißels senkrecht an dem Kompomerzylinder, 1 mm entfernt von der Kontaktfläche zum Milchzahndentin, ansetzte. Somit konnten übermäßige Hebelkräfte vermieden und gleichzeitig konstante Bedingungen für alle Prüfdurchgänge geschaffen werden.



Abb. 23: Prüfmaschine Zwick Z005

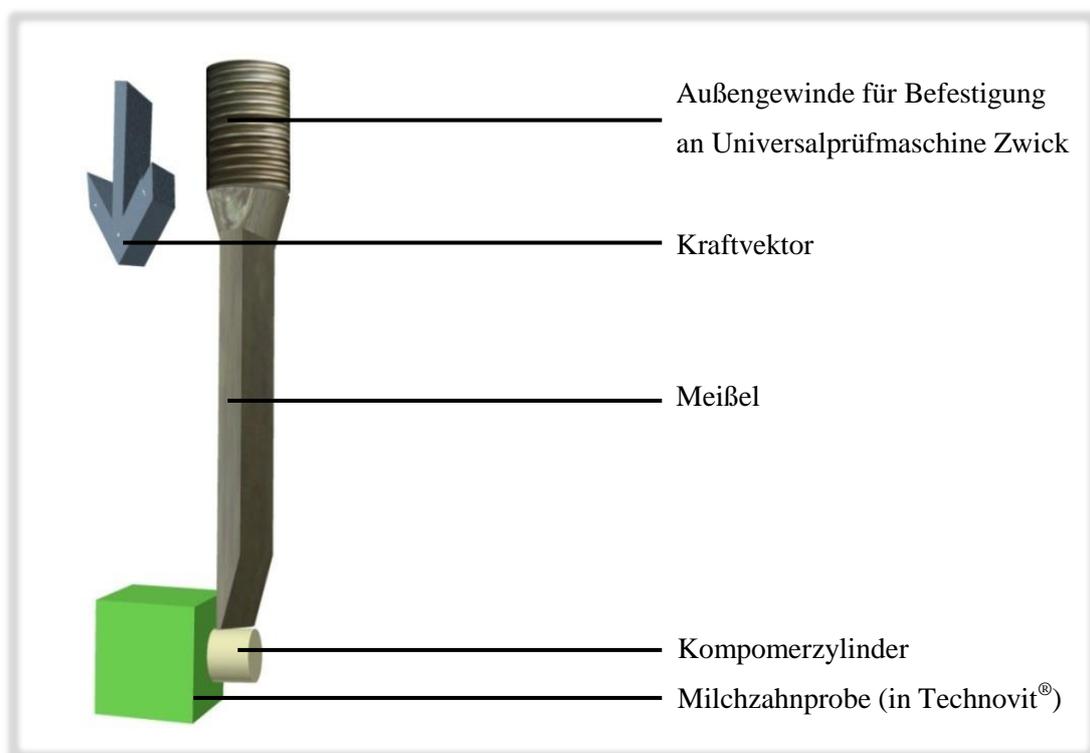


Abb. 24: Schema Versuchsaufbau

3.2.7 Versuchsablauf

Für die statistische Erhebung der Abscherkräfte wurden die Prüfkörper randomisiert in 10 Versuchsreihen angeordnet, die der Tabelle 5 im Abschnitt 3.2.2 zu entnehmen sind.

Die so erstellten Proben der Versuchsreihen wurden, wie unter 3.2.6 beschrieben, in den Versuchsaufbau eingegliedert und die Schneide des Meißels mittels manueller Steuerung der Universalprüfmaschine in die korrekte Position zum Prüfkörper gebracht.

Anschließend erfolgte die Messung der Kräfte, die bis zum Abscheren der Kompomermaterialien von der Dentinoberfläche auftraten. Dabei wurde zu Beginn die von der Prüfmaschine gemessene Kraft in Ruhe nivelliert und der Abschervorgang eingeleitet, bei dem die Traverse der Zwick Z005 mit einer Geschwindigkeit von 1 mm pro Minute in vertikaler Richtung abwärts fuhr. Gleichzeitig wurde die Kraftmessung am Computer in einem Diagramm über den Kraft-Zeit-Verlauf aufgezeichnet. Sobald die Verbindung des Kompomers zum Dentin unterbrochen wurde, erfolgte der Abbruch des Vorganges. Der Computer ermittelte im Anschluss den höchsten Kraftaufwand während des Versuches, der mit der maximalen Widerstandskraft der Verbindung zwischen Kompomer und Dentin übereinstimmt. Die Scherfestigkeit wurde darüber hinaus mithilfe der Abscherkräfte, der Verbundfläche, welche 4,91mm² betrug, und der Formel

$$S = \frac{F}{A} \quad (S = \text{Scherfestigkeit in MPa; } F = \text{Kraft in N; } A = \text{Fläche in mm}^2)$$

berechnet. Das Programm ermittelte zudem die Mittelwerte und Standardabweichungen der Versuchsreihen.

3.2.8 Statistische Auswertung

Zur Auswertung der ermittelten Daten kam das Statistikprogramm IBM SPSS Statistics 22 (IBM, Armonk, USA) zur Anwendung. Damit wurden die Mittelwerte, Minima, Maxima, Medianwerte und Standardabweichungen der Versuchsgruppen berechnet und deren Vergleich untereinander durchgeführt. Eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) diente dabei der Überprüfung des signifikanten Unterschieds zwischen den Messreihen. Zur Gegenüberstellung der einzelnen Versuchsgruppen untereinander mit der Bestimmung derer Signifikanzen und Konfidenzintervallen wurden im Anschluss die Post-Hoc-Tests nach Tukey und Bonferroni durchgeführt. Für das Signifikanzniveau bei diesen statistischen Untersuchungen wurde ein Wert von 5 % angenommen.

Die graphische Darstellung jener Ergebnisse erfolgte mittels des Programms Microsoft[®] Excel[®] 2010 (Microsoft Corporation, Redmond, USA).

4. Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Versuchsreihen

Bei allen Versuchsreihen konnte eine Scherfestigkeit am Dentin bestimmt werden. Dabei wies der Haftverbund von gesundem Dentin mit Futurabond® NR ohne vorherige CHX-Applikation den größten Widerstand gegen Scherkräfte mit einem Mittelwert von $17,06 \pm 1,71$ MPa auf. Die niedrigsten Scherfestigkeitswerte, deren Mittel $2,38 \pm 0,75$ MPa betrug, wurden bei dem Verbund von demineralisiertem Dentin mit Futurabond® NR ohne vorherige CHX-Anwendung ermittelt.

Die Tabelle 6 fasst die Mittelwerte, Standardabweichungen, Maxima, Minima und Medianwerte aller Versuchsgruppen zusammen.

Tabelle 6: Ergebnisübersicht (in MPa)

Gruppe	Mittelwert	Standardabw.	Maximum	Minimum	Median
PB	13,95	1,91	17,15	11,73	13,11
PB-T	12,25	2,03	16,08	9,72	12,06
NR	17,06	1,71	20,22	14,87	16,66
NR-T	14,76	2,00	17,29	12,00	14,99
NR-D	6,16	1,27	9,14	4,55	5,87
NR-DT	2,38	0,75	3,47	1,33	2,24
NR-C	14,85	1,74	17,66	12,26	14,92
NR-CT	12,66	2,68	16,92	7,87	12,76
NR-CD	7,88	0,86	9,14	6,74	7,95
NR-CDT	3,07	1,34	6,11	1,67	2,52

Zur detaillierten Betrachtung der Ergebnisse schließt sich im Folgenden eine Auflistung aller Messergebnisse (Tabellen 7 - 16) und der ermittelten Mittelwerte und Standardabweichungen der verschiedenen Versuchsreihen an.

Tabelle 7: Gruppe PB

Probennummer	Kraft in N	Scherfestigkeit in MPa
1	58,32	11,88
2	75,96	15,47
3	57,59	11,73
4	62,80	12,79
5	65,56	13,35
6	79,01	16,10
7	75,66	15,41
8	84,20	17,15
9	62,70	12,77
10	63,16	12,87

Bei der Verwendung von Prime&Bond® NT auf gesundem Dentin ohne künstliche Alterung wurde für die Scherfestigkeit ein Mittelwert von 13,95 MPa mit einer Standardabweichung von 1,91 MPa ermittelt. Der Maximalwert betrug 17,15 MPa und das Minimum lag bei 11,73 MPa.

Tabelle 8: Gruppe PB-T

Probennummer	Kraft in N	Scherfestigkeit in MPa
1	78,92	16,08
2	59,00	12,02
3	47,72	9,72
4	60,44	12,31
5	58,22	11,86
6	48,60	9,90
7	66,30	13,51
8	59,38	12,10
9	71,62	14,59
10	51,23	10,44

Die Scherfestigkeiten bei der Nutzung von Prime&Bond® NT auf gesundem Dentin nach künstlicher Alterung betragen im Mittel 12,25 MPa. Dabei lag eine Standardabweichung von 2,03 MPa vor. Der größte gemessene Wert betrug 16,08 MPa, der kleinste Wert 9,72 MPa.

Tabelle 9: Gruppe NR

Probennummer	Kraft in N	Scherfestigkeit in MPa
1	80,69	16,44
2	99,23	20,22
3	82,83	16,87
4	80,18	16,33
5	76,58	15,60
6	79,50	16,20
7	83,14	16,94
8	97,40	19,84
9	84,68	17,25
10	72,98	14,87

Die Versuchsreihe NR, bei der Futurabond® NR auf gesundem Dentin ohne künstliche Alterung verwendet wurde, wies eine mittlere Scherfestigkeit von 17,06 MPa mit einer Standardabweichung von 1,71 MPa auf. Das Maximum lag bei 20,22 MPa, das Minimum bei 14,87 MPa.

Tabelle 10: Gruppe NR-T

Probennummer	Kraft in N	Scherfestigkeit in MPa
1	68,98	14,05
2	78,15	15,92
3	62,44	12,72
4	58,90	12,00
5	78,70	16,03
6	84,87	17,29
7	81,13	16,53
8	83,65	17,04
9	62,63	12,76
10	65,30	13,30

Nach künstlicher Alterung der mit Futurabond® NR auf gesundem Dentin behandelten Proben betrug der Mittelwert der Scherfestigkeit 14,76 MPa mit einer Standardabweichung von 2,00 MPa. Die höchste Messung ergab 17,29 MPa, der Minimalwert betrug 12,00 MPa.

Die Scherfestigkeit der Proben unter Verwendung von Futurabond® NR auf demineralisiertem Dentin wies einen Mittelwert von 6,16 MPa mit einer Standardabweichung von 1,27 MPa auf. Das Maximum betrug 9,14 MPa, das Minimum 4,55 MPa.

Tabelle 11: Gruppe NR-D

Probennummer	Kraft in N	Scherfestigkeit in MPa
1	30,28	6,17
2	26,06	5,31
3	34,71	7,07
4	28,66	5,84
5	44,89	9,14
6	28,94	5,89
7	27,35	5,57
8	22,32	4,55
9	26,11	5,32
10	33,15	6,75

Tabelle 12: Gruppe NR-DT

Probennummer	Kraft in N	Scherfestigkeit in MPa
1	10,74	2,19
2	15,93	3,25
3	12,49	2,55
4	15,80	3,22
5	11,11	2,26
6	10,86	2,21
7	6,93	1,41
8	6,54	1,33
9	9,24	1,88
10	17,06	3,47

Bei der Verwendung von Futurabond® NR auf demineralisiertem Dentin und anschließender künstlicher Alterung ergab sich ein Mittelwert der Scherfestigkeit von 2,38 MPa mit einer Standardabweichung von 0,75 MPa. Der höchste Wert lag bei 3,47 MPa, der niedrigste bei 1,33 MPa.

Tabelle 13: Gruppe NR-C

Probennummer	Kraft in N	Scherfestigkeit in MPa
1	78,20	15,93
2	66,67	13,58
3	69,55	14,17
4	76,39	15,56
5	70,62	14,39
6	75,80	15,44
7	82,51	16,81
8	60,17	12,26
9	62,43	12,72
10	86,67	17,66

Die unter Einsatz von Futurabond® NR auf gesundem Dentin mit CHX behandelten Proben wiesen bei der Scherfestigkeitsbestimmung einen Mittelwert von 14,85 MPa mit einer Standardabweichung von 1,74 MPa auf. Der Maximalwert lag bei 17,66 MPa, der Minimalwert bei 12,26 MPa.

Tabelle 14: Gruppe NR-CT

Probennummer	Kraft in N	Scherfestigkeit in MPa
1	38,61	7,87
2	83,05	16,92
3	61,22	12,47
4	51,57	10,51
5	76,86	15,66
6	55,25	11,25
7	68,84	14,02
8	52,57	10,71
9	69,28	14,11
10	63,99	13,04

Nach Thermocycling der mit CHX vorbehandelten Proben unter Anwendung von Futurabond® NR auf gesundem Dentin ergab sich ein Scherfestigkeitsmittelwert von 12,66 MPa. Die Standardabweichung betrug 2,68 MPa, der höchste gemessene Wert 16,92 MPa und der Minimalwert 7,87 MPa.

Tabelle 15: Gruppe NR-CD

Probennummer	Kraft in N	Scherfestigkeit in MPa
1	39,80	8,11
2	43,57	8,88
3	44,89	9,14
4	33,78	6,88
5	42,03	8,56
6	33,09	6,74
7	34,58	7,05
8	38,22	7,79
9	41,06	8,37
10	35,96	7,33

Auf demineralisiertem Dentin ergaben sich bei der Verwendung von Futurabond® NR mit CHX-Vorbehandlung Scherfestigkeiten, die einen Mittelwert von 7,88 MPa mit einer Standardabweichung von 0,86 MPa aufwiesen. Das Maximum lag bei 9,14 MPa, das Minimum bei 6,74 MPa.

Tabelle 16: Gruppe NR-CDT

Probennummer	Kraft in N	Scherfestigkeit in MPa
1	14,85	3,03
2	29,98	6,11
3	8,22	1,67
4	11,26	2,29
5	21,51	4,38
6	12,19	2,48
7	11,64	2,37
8	12,55	2,56
9	18,86	3,80
10	10,01	2,04

Beim Einsatz von Futurabond® NR auf demineralisiertem Dentin und Vorbehandlung mit CHX betrug der Mittelwert der Scherfestigkeit nach künstlicher Alterung 3,07 MPa mit einer Standardabweichung von 1,34 MPa. Ein Maximum von 6,11 MPa und ein Minimum von 1,67 MPa wurden ermittelt.

Zur Veranschaulichung der Ergebnisse sind die ermittelten Werte im Folgenden graphisch dargestellt.

Das Säulendiagramm in der ersten Abbildung zeigt die einzelnen Mittelwerte der Versuchsgruppen mit deren Standardabweichungen (Abb. 25).

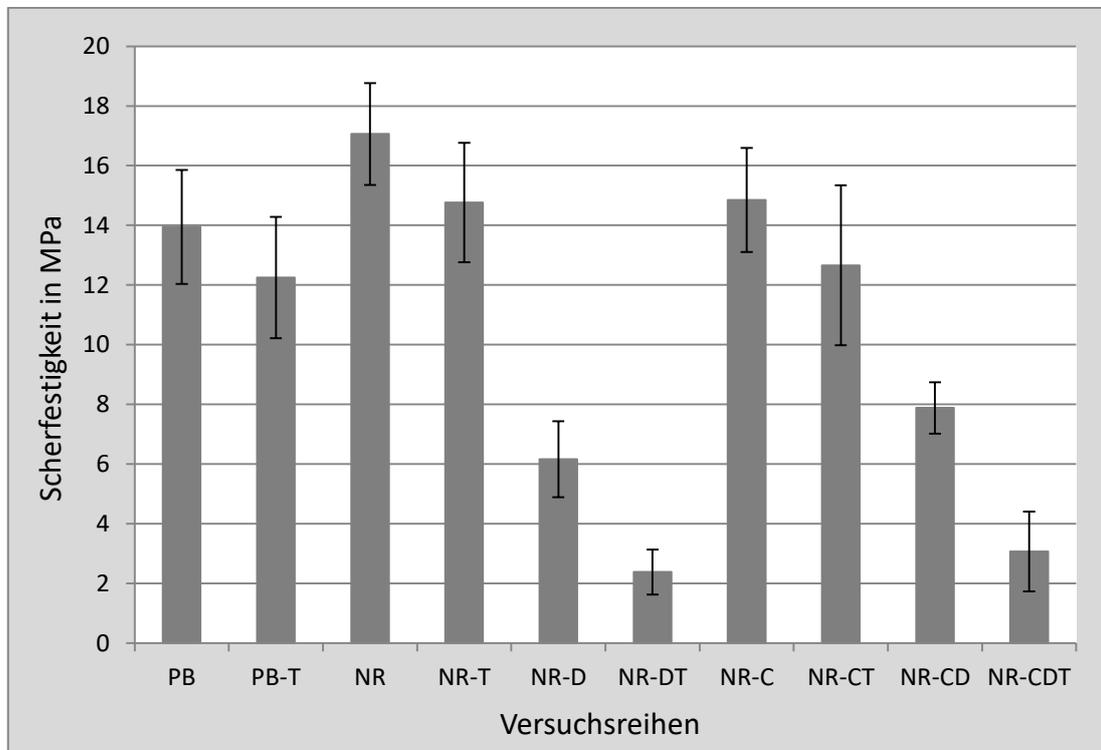


Abb. 25: Mittelwerte mit Standardabweichungen

In der sich anschließenden Darstellung ist der Streuungsbereich um den Meridian mithilfe eines Boxplotdiagrammes abgebildet (Abb. 26).

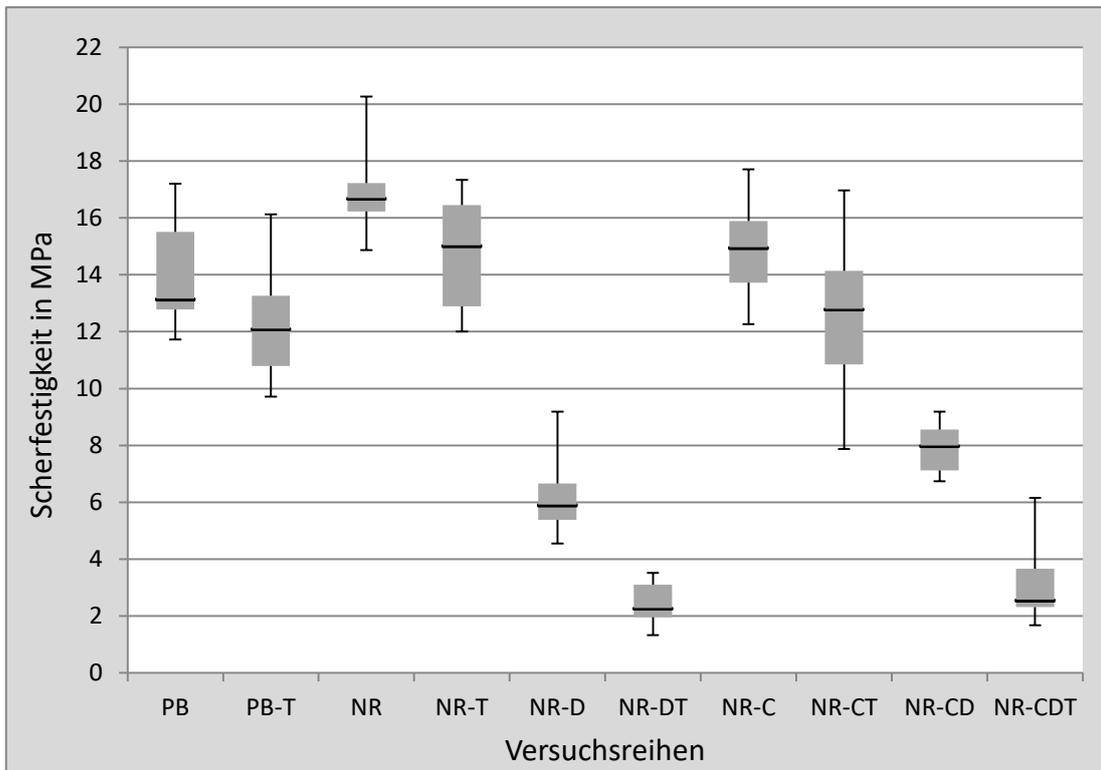


Abb. 26: Messergebnisse mit Streuungsbereichen

4.2 Vergleich der Ergebnisse

Die statistische Untersuchung zeigte bei der einfaktoriellen Varianzanalyse ($p < 0,001$; ANOVA) einen signifikanten Einfluss der Versuchsparameter auf die Scherfestigkeit.

Das Verbundsystem Prime&Bond[®] NT (PB) wies mit $13,95 \pm 1,91$ MPa auf gesundem Dentin signifikant geringere Scherfestigkeiten auf ($p = 0,004$; Tukey's Test) als der selbstständige Haftvermittler Futurabond[®] NR (NR) mit $17,06 \pm 1,71$ MPa. Ebenso wurden beim Vergleich dieser beiden Adhäsivsysteme nach Thermocycling (PB-T und NR-T) signifikant niedrigere Messergebnisse für Prime&Bond[®] NT ermittelt ($p = 0,048$; Tukey's Test).

Die Vorbehandlung mit CHX bewirkte keine signifikanten Änderungen der Scherfestigkeiten beim paarweisen Vergleich der Versuchsreihen ($p > 0,05$; Tukey's Test). Auf gesundem Dentin wies die Gruppe NR-C mit $14,85 \pm 1,74$ MPa im Vergleich zur Gruppe NR ($17,06 \pm 1,71$ MPa) eine um 12,95% geringere, jedoch nicht signifikant abweichende Scherfestigkeit auf ($p = 0,132$; Tukey's Test). Ebenso konnte nach Thermocycling zwischen den Versuchsgruppen NR-CT ($12,66 \pm 2,68$ MPa) und NR-T ($14,76 \pm 2,00$ MPa) keine Signifikanz beobachtet werden

($p = 0,175$; Tukey's Test). Auf demineralisierter Dentinoberfläche wurde bei der Anwendung von CHX (NR-CD) mit $7,88 \pm 0,86$ MPa eine nicht signifikante Steigerung der Scherfestigkeit um 27,92 % im Vergleich zur Gruppe NR-D ($6,16 \pm 1,27$ MPa) ermittelt ($p = 0,439$; Tukey's Test). Bei einer anschließenden künstlichen Alterung wiesen die Werte zwischen den Versuchsreihen NR-CDT ($3,07 \pm 1,34$ MPa) und NR-DT ($2,38 \pm 0,75$ MPa) ebenfalls keine Signifikanz auf ($p = 0,996$; Tukey's Test).

Auf demineralisiertem Dentin wurden in allen Versuchsgruppen signifikant niedrigere Abscherkräfte ($p < 0,05$; Tukey's Test) als auf gesunder Zahnschubstanz gemessen. Im Vergleich zu unbehandeltem Dentin (Reihe NR mit $17,06 \pm 1,71$ MPa) konnte bei demineralisierten Proben eine signifikante Reduktion der Scherfestigkeit um 63,89 % auf $6,16 \pm 1,27$ MPa (Gruppe NR-D) festgestellt werden ($p < 0,001$; Tukey's Test).

Hinsichtlich des Thermocyclings wiesen Versuchsreihen, die einer künstlichen Alterung ausgesetzt wurden, insgesamt niedrigere Mittelwerte auf. Die statistische Analyse ergab dabei eine signifikante Haftwertverminderung ($p < 0,05$; Tukey's Test) nach künstlicher Alterung für die zuvor demineralisierten Dentinproben. Die Gruppe NR-D wies mit $6,16 \pm 1,27$ MPa eine signifikant höhere Scherfestigkeit ($p < 0,001$; Tukey's Test) auf als die Versuchsreihe NR-DT ($2,38 \pm 0,75$ MPa). Zudem wurden bei den demineralisierten, mit CHX vorbehandelten Proben (NR-CD) mit $7,88 \pm 0,86$ MPa signifikant höhere Werte ($p < 0,001$; Tukey's Test) beobachtet als bei den anschließend künstlich gealterten Objekten (Gruppe NR-CDT) mit einer Haftkraft von $3,07 \pm 1,34$ MPa. Beim Haftverbund zu gesundem Dentin zeigten die Proben nach dem Thermocycling keine signifikanten Abweichungen ($p > 0,05$; Tukey's Test).

5. Diskussion

5.1 Diskussion der Methodik

Der klinische Erfolg adhäsiv befestigter Füllungen wird maßgeblich von dem angewandten Adhäsivsystem und der Verarbeitungsmethode beeinflusst (Van Meerbeek et al., 1998; Frankenberger, 2010). Ebenso stellt das Substrat, auf dem der Haftungsmechanismus erfolgt, einen wichtigen Einflussfaktor dar (Courson et al., 2005). So weist das hier verwendete Milchzahndentin mikrostrukturelle Unterschiede zum Dentin permanenter Zähne auf und bedarf für die Weiterentwicklung der Adhäsivtechnik in der Kinderzahnheilkunde besonderer Betrachtung (Nör et al., 1996). Um einheitliche Bedingungen zu schaffen, wurde daher bei der Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Parameter stets das Adhäsivsystem Futurabond® NR verwendet und die Verarbeitung den Herstellerangaben entsprechend durchgeführt. Zur Erstellung der Kontrollgruppen diente das Adhäsiv Prime&Bond NT®. Für eine bessere Übertragbarkeit des In-vivo-Verhaltens der Werkstoffe im Milchgebiss wurden zudem die untersuchten Dentinproben nach einem einheitlichen Schema aus Milchzahndentin hergestellt.

Die Qualität des Haftverbundes ist keine exakt definierte Größe und kann daher nur über spezielle Verfahren eingeschätzt werden. Zur Bewertung des Haftverbundes kommen bei In-vitro-Studien vor allem Haftwert- und Randspaltanalysen zum Einsatz. Des Weiteren kann der Verbund anhand mikroskopischer Untersuchungen der Grenzflächen analysiert werden (Sauro et al., 2012; Hass et al., 2013). Diesbezüglich wurde in der vorliegenden Studie die Haftkraft mittels Scherfestigkeitsbestimmung erfasst. Diese Abscherversuche gelten zusammen mit den Zugversuchen als häufigste Untersuchungsmethoden der Haftwertanalyse (Armstrong et al., 2010; Braga et al., 2010) und stellen demnach ein etabliertes Verfahren der Haftwertbestimmung dar (Placido et al., 2007; Scherrer et al., 2010). Die Messergebnisse werden durch den vereinfachten Versuchsaufbau im Vergleich zu Zugversuchen als weniger techniksensibel angesehen, wodurch Ungenauigkeiten aufgrund von Fehlern in der Verarbeitung vermindert werden (Placido et al., 2007).

5.1.1 Zahnproben

Bei den verwendeten Proben handelte es sich um in der Sektion Präventive Zahnheilkunde und Kinderzahnheilkunde der Poliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie des Universitätsklinikums Halle entfernte Milchzähne, die mit Wasser gesäubert, in physiologischer Kochsalzlösung gelagert und innerhalb von vier Wochen weiterverarbeitet wurden.

Milchzahndentin weist mikrostrukturelle Unterschiede zu dem Dentin bleibender Zähne auf (Johnsen, 1987; Lenzi et al., 2013). Deshalb können die Ergebnisse von Untersuchungen an permanenten Zähnen nicht deckungsgleich auf das Verhalten von Milchzähnen übertragen werden. In der Literatur wird eine verminderte Haftkraft an Milchzahndentin beschrieben, deren Ursache in dem morphologischen Unterschied der Hybridschicht vermutet wird (Nör et al., 1996). Insgesamt liegt eine deutlich geringere Anzahl experimenteller Untersuchungen der Adhäsivtechnik an Milchzähnen als an bleibenden Zähnen vor, obwohl sich der Einsatz adhäsiv befestigter Füllungen auch in der Kinderzahnheilkunde etabliert hat (Krämer und Frankenberger, 2007). Daher besteht die Forderung, Haftvermittler mit einem vereinfachten Anwendungsprotokoll auf ihre Anwendbarkeit an Milchzähnen zu überprüfen.

Dentin weist durch seine variable Beschaffenheit der Mikrostruktur je nach Lokalisation und Einwirkung externer Noxen Unterschiede in der Haftkraft von Adhäsiven auf (Perdigão, 2010). Die Tiefe der entnommenen Dentinprobe stellt dabei einen wichtigen Einflussfaktor dar. In Schichten nahe der Pulpa nimmt die Härte des Dentins ab, zudem finden sich mehr Dentintubuli an der Oberfläche des freiliegenden Dentins (Fuentes et al., 2003; Lenzi et al., 2013). Diese Strukturunterschiede zwischen oberflächlichen und tiefen Schichten werden dafür verantwortlich gemacht, dass Dentin unterschiedlicher Lokalisationen abweichende Haftwerte aufweisen kann (Pegado et al., 2010; Yousry et al., 2011). Des Weiteren zeigt Dentin, welches unter dem Einfluss kariogener Noxen stand, aufgrund der veränderten Mikrostruktur ein geringeres Verbindungspotential zu adhäsiv befestigten Füllungen (Perdigão, 2010). Die Ursache hierfür wird unter anderem in der verminderten Härte des kariös beeinflussten Dentins, dem Verschluss der Dentinkanälchen durch mineralische Ablagerungen und den veränderten Kollagenstrukturen vermutet (Ito et al., 2005; Say et al., 2005; Wang et al., 2007; Perdigão, 2010). Zur Simulation einheitlicher Bedingungen wurden demzufolge Milchzähne mit kariesfreien Vestibulärflächen verwendet, deren äußere Schicht im Zuge der Probenherstellung um 1 mm abgetragen wurde, sodass eine annähernd identische Tiefe des Dentins untersucht werden konnte.

Noch ungeklärt ist, ob auch mit zunehmendem Alter des Dentins Qualitätsänderungen zu verzeichnen sind, da in mehreren Studien diesbezüglich keine einheitlichen Ergebnisse erzielt werden konnten (Ozer et al., 2005; Brackett et al., 2008). Aufgrund der Tatsache, dass Milchzähne eine in der Regel vergleichsweise geringe Verweildauer in der Mundhöhle besitzen, wurde in dieser Studie das Alter der Zähne zum Zeitpunkt der Extraktion nicht berücksichtigt.

5.1.2 Experimentelle Karieserzeugung

Die künstliche Erzeugung kariogen veränderten Dentins erfolgte in der vorliegenden Studie durch die Einwirkung einer auf Milchsäure basierenden Demineralisationslösung mit einem pH-Wert von 4,5. Diese vereinfachte Methodik der Kariessimulation (Featherstone, 1996) findet sich in vielen wissenschaftlichen Studien zur Vereinheitlichung des Untersuchungssubstrates, da demineralisiertes Dentin natürlichen kariogenen Ursprungs eine große Varianz aufweist (Marquezan et al., 2009). Die Notwendigkeit der Analyse jener Zahnhartsubstanz ergibt sich aus der häufig nach minimalinvasiver Behandlung tiefer Karies vorliegenden kariogen veränderten Dentinschicht am Grund der Kavität (Joves et al., 2013). Hierbei sei jedoch erwähnt, dass in der Regel neben diesem Substrat auch Zonen unveränderten Dentins besonders im Bereich des Kavitätenrandes vorliegen (Thompson et al., 2008). Haftkraftwerte, die auf der Untersuchung von demineralisiertem Dentin beruhen, weisen demnach nur die Richtung, in die sich die Qualität des Haftverbundes unter In-vivo-Bedingungen durch das Vorhandensein der veränderten Zahnhartsubstanzen entwickelt. In der Literatur herrscht dabei Einigkeit darüber, dass dieses kariogen beeinflusste Substrat zu einer Verminderung der Fähigkeit, einen Haftverbund mit adhäsiven Restaurationsmaterialien einzugehen, führt (Wei et al., 2008; Perdigão, 2010).

Demineralisationslösungen gelten im Falle von Haftwertanalysen laut Studienergebnissen als probates Mittel zur Simulation kariogen beeinflussten Substrates (Hara et al., 2004; Joves et al., 2013). Es steht jedoch zur Diskussion, dass im Gegensatz zu demineralisiertem Dentin natürlichen Ursprungs bei dem vorliegenden Versuchsmodell keine langfristigen De- und Remineralisierungsprozesse, sondern eine über zwei Wochen kontinuierlich einwirkende Demineralisierung besteht. Das morphologische Substrat weist dementsprechend signifikante Unterschiede zu natürlich entstandenem kariösen Dentin auf (Moron et al., 2013). Eine Verringerung dieser Unterschiede wurde durch das aufwendigere chemische Verfahren der Karieserzeugung mittels De- und Remineralisationslösungen beschrieben (Damato et al., 1988; Marquezan et al., 2009). Dennoch bescheinigten Joves et al. den reinen Säuregelen trotz verminderter Eindringtiefen der Demineralisationsprozesse (Moron et al., 2013) ein den natürlichen Läsionen ähnliches Haftwertpotential mit einer geringeren Streuung der Messergebnisse (Joves et al., 2013). Diese Äußerungen unterstützen somit die Verwendung künstlich erzeugten demineralisierten Dentins zur Standardisierung der Resultate.

Die bei der vorliegenden Untersuchung gewählte Dauer der Demineralisation liegt mit zwei Wochen im Bereich der in der Literatur erläuterten Einwirkungszeiten, die sich vorwiegend zwischen einer und drei Wochen ansiedeln (Marquezan et al., 2009; Ngo et al., 2011; Joves et al., 2013; Moron et al., 2013).

5.1.3 Chlorhexidin

Das in der Zahnheilkunde etablierte Antiseptikum Chlorhexidin, welches insbesondere in der Prophylaxe und Behandlung von Gingivitiden und der Kariesprävention Anwendung findet (Varoni et al., 2012), verfügt über einen breiten Indikationsbereich aufgrund seiner bakteriziden Wirkung auf die pathogenen Mikroorganismen der Mundhöhle. Zu diesen zählt auch der besonders kariogene Keim *Streptococcus mutans* (Varoni et al., 2012). Da sich jener abhängig vom Ausmaß der Kariesexkavation auch am Kavitätenboden auffindet (Banerjee et al., 2002), ergibt sich die Forderung nach einer suffizienten Kavitätoilette, um den restaurativen Verbund auf möglichst keimarmen Zahnoberflächen durchzuführen und somit der Gefahr einer Sekundärkaries entgegenzuwirken (Borges et al., 2012). Chlorhexidin als mögliches Mittel zur Kavitätendesinfektion bringt mit seinen antimikrobiellen Eigenschaften diesbezüglich gute Voraussetzungen mit, muss jedoch einer gründlichen Untersuchung hinsichtlich seiner Wirkung auf den adhäsiven Verbund unterzogen werden, da es die Qualität des Haftverbundes beeinflussen könnte (Stanislawczuk et al., 2014). Die Erfassung jener Auswirkungen von CHX ist ein elementarer Bestandteil der vorliegenden Studie. Hierzu wurden die hergestellten Milchzahnproben vor Applikation des Haftvermittlers mit dem klinisch häufig angewandten Wirkstoff Chlorhexidindigluconat (Puig Silla et al., 2008) mit einer Konzentration von 0,2 % über einen Zeitraum von 5 Minuten benetzt.

Aktuelle Untersuchungen auf dem Gebiet der adhäsiven Zahnheilkunde befassen sich verstärkt mit jener Anwendung von Chlorhexidin (Gomes et al., 2013), da durch minimalinvasive Behandlungen die Gefahr einer eintretenden Sekundärkaries bei persistierender bakterieller Besiedlung des Kavitätenbodens in Bereichen kariös beeinflussten Dentins besteht und sich nur ein ungenügender Haftverbund zu diesen mindermineralisierten Arealen ausbildet (Cardoso et al., 2011). Weil besonders im Milchgebiss substanzschonende Verfahren zum Erhalt der grazen Zahnhartsubstanzen angewendet werden, würde der Bereich der Kinderzahnheilkunde aus einem positiven Einfluss von CHX auf die Langzeiterfolge adhäsiv befestigter Restaurationen große Vorteile ziehen (Lenzi et al., 2012).

Neben dem Einsatz als antimikrobielle Spülung wird in aktuellen Studien der Einfluss von CHX auf die Langlebigkeit des Haftverbundes diskutiert. Aufgrund seiner inhibitorischen Wirkung auf Matrixmetalloproteinasen, die eine bedeutende Ursache für die alterungsbedingte Schädigung des Verbundes zwischen Dentin und Adhäsiv darstellen, schützt es die Hybridschicht vor kollagenolytischen Prozessen (Carrilho et al., 2007b). Daher besteht die Vermutung, dass mit einer CHX-Spülung vor Applikation des Haftvermittlers die Beständigkeit der adhäsiven Verbindung gefördert werden kann (Leitune et al., 2011; Deng et al., 2013). Sowohl die Minderung der Sekundärkaries als auch die Steigerung des Langzeithaftverbundes sind Indikatoren für eine erhöhte Erfolgsrate adhäsiv befestigter Füllungen in der klinischen

Anwendung (Cardoso et al., 2011). Es steht daher zur Debatte, ob dieses Antiseptikum aufgrund der erhofften Vorteile der Kavitätenspülung eine Erhöhung der Haltbarkeit von adhäsiv befestigten Füllungen erwirken kann oder ob dieser weitere Schritt im Bondingverfahren die Bildung des adhäsiven Verbundes beeinträchtigt (Stanislawczuk et al., 2014).

Jeder zusätzliche Vorgang im Applikationsprotokoll der Restauration stellt eine potentielle Fehlerquelle durch den erhöhten Zeit- und Technikaufwand dar (Stanislawczuk et al., 2014). In aktuellen Studien wird daher die Möglichkeit untersucht, diesen weiteren Schritt zu umgehen, indem Chlorhexidin als Komponente in das Haftvermittlersystem eingefügt wird (Nishitani et al., 2013). Haftwertanalysen wiesen dabei in der Arbeit von Stanislawczuk et al. positive Ergebnisse hinsichtlich der Langzeiterfolge auf (Stanislawczuk et al., 2014). Jedoch wurde eine Beeinträchtigung des initialen adhäsiven Verbundes bei Ein-Flaschen-Systemen mit CHX-Anteilen von mehr als 1 % nachgewiesen, vermutlich aufgrund der Interferenzen mit den Adhäsivbestandteilen bei der Polymerisationsreaktion (Nishitani et al., 2013).

Die CHX-Konzentration der angewandten Applikationsformen ist demnach auch ein möglicher Faktor, der die Haftwerte beeinflussen kann. In verschiedenen Studien finden sich hierbei Spüllösungen mit CHX-Anteilen von 0,02 % bis über 20 % (Zhang et al., 2010; Collares et al., 2013). Die wenige Literatur, die sich mit der Korrelation der Konzentrationsunterschiede mit den Haftwerten beschäftigt, zeigt abweichende Ergebnisse je nach Konzentration (Collares et al., 2013). Zhang et al. ermittelten jedoch mit $24,68 \pm 5,26$ MPa (0,2% CHX) und $23,19 \pm 5,26$ MPa (2% CHX) zwischen 0,2 und 2%igem CHX keine Abweichungen der Langzeithaftwerte, wohingegen sich eine signifikante Steigerung der Werte im Vergleich zu 0,02%igem CHX ($19,01 \pm 6.87$ MPa) ergab (Zhang et al., 2010). Ein weiterführender Vergleich der in dieser Studie erfassten Ergebnisse mit Literaturwerten findet sich in der Ergebnisdiskussion unter dem Thema 5.2.5: Einfluss von Chlorhexidin. Die in der vorliegenden Untersuchung verwendete Konzentration von 0,2 % entspricht dabei dem Standard für Spüllösungen in der Mundhöhle, wie sie unter anderem für die Behandlung von Gingivitiden zur Anwendung kommt (Berchier et al., 2010). Sie stellt damit laut einer Recherche von Montagner et al. neben der 2%igen CHX-Lösung den am häufigsten verwendeten MMP-Inhibitor zur Begutachtung des Haftverbundes dar (Montagner et al., 2014).

Diesen MMP-Inhibitoren wird die Hemmung kollagenolytischer Enzyme zugeschrieben, die sich positiv auf den Langzeithaftverbund auswirken kann. Pashley et al. beobachteten diesbezüglich in ihren In-vitro-Versuchen eine Verminderung der Kollagenolyse säurebehandelten Dentins nach CHX-Benetzung (Pashley et al., 2004), wie sie auch im lebenden Organismus erfolgt (Hebling et al., 2005; Carrilho et al., 2007b). Die kollagenolytische Aktivität der Matrixmetalloproteinasen und deren Inhibition erfolgt demnach auch unter Laborbedingungen (Amaral et al., 2007). Somit können aus der vorliegenden Arbeit Rückschlüsse auf das In-vivo-Verhalten gezogen werden.

5.1.4 Adhäsive

Das zur Bestimmung der Scherfestigkeit angewandte Adhäsiv Futurabond® NR stammt aus der Gruppe der Zwei-Flaschen-Systeme der Self-Etch-Technik. Da dessen zwei Komponenten vor der Applikation miteinander vermischt und in einem Applikationsschritt aufgetragen werden, wird es auch als All-in-One-Adhäsiv bezeichnet (Tuncer et al., 2013). Diese Haftvermittler, die auf der Kombination der Säure mit den Adhäsivkomponenten basieren, umgehen somit den zusätzlichen Arbeitsschritt der Konditionierung. In der modernen adhäsiven Zahnheilkunde wird jener Techniksimplifizierung, die laut Studienergebnissen mit einem Haftwertverlust erkauft wird, aber eine Verminderung möglicher Verarbeitungsfehler bewirkt, eine immer größere Aufmerksamkeit zuteil (Van Meerbeek et al., 2003). Insbesondere die Zeitersparnis bei Füllungsapplikation und die damit einhergehende verminderte Gefahr der Kontamination des Arbeitsfeldes stärken den Indikationsschwerpunkt dieser Materialien in Fällen eingeschränkter Compliance (Klingberg und Broberg, 2007). Im Bereich der Kinderzahnheilkunde halten daher All-in-One-Adhäsive verstärkt Einzug und haben sich eher aufgrund ihrer guten Anwendbarkeit als durch zuverlässige klinische Ergebnisse bewährt (Krämer et al., 2014). Dabei erreichen sie aktuellen Analysen zufolge an Milchzahndentin durch die Weiterentwicklung funktioneller Monomere Haftwerte, die denen der Mehr-Schritt-Systeme entsprechen (Krämer et al., 2014). Ein Wasser-Ethanol-Gemisch stellt die Basis des hier verwendeten Adhäsivs Futurabond® NR dar. Durch funktionelle Monomere soll laut Herstellerangaben neben der mikromechanischen Verankerung auch eine chemische Bindung an das Kalzium der Zahnschmelzsubstanz erfolgen (Radovic et al., 2006). Mit einem pH-Wert von 1,4 reiht sich das Adhäsiv in die Gruppe der mittelstarken Self-Etch-Systeme ein (Kandaswamy et al., 2012). Es ist damit zwischen den stark sauren Systemen ($\text{pH} < 1$), die weit in das Dentin eindringen, und den milden ($\text{pH} \sim 2$) Adhäsiven, die nur oberflächliche Demineralisierungsprozesse hervorrufen, einzuordnen. Milde Dentinhaftvermittler weisen in Studien im Schnitt höhere Haftwerte auf (Ermis et al., 2008). Zur Erstellung einer Vergleichsgruppe diente das Zwei-Flaschen-Etch-and-Rinse-System Prime&Bond® NT. Dabei wurde die Dentinprobe mit Phosphorsäure vorbehandelt. Diese Methodik entstammt ursprünglich der von Buonocore postulierten Schmelz-Ätz-Technik (Buonocore, 1955), findet aber bei dem in der modernen Zahnheilkunde etablierten Total-Etch-Verfahren auch Anwendung am Dentin (Helvey, 2011). Das verwendete selbstprimende Adhäsiv ermöglicht aufgrund der Vereinigung von Primer und Bonding eine Zeitersparnis und Technikerleichterung, kann jedoch nicht mit den Haftwerten der Drei-Flaschen-Systeme konkurrieren (Peumans et al., 2005; Cardoso et al., 2011). In seiner klinischen Anwendung etabliert und vielfach wissenschaftlich untersucht (Scherrer et al., 2010; Rocha Gomes Torres et al., 2014), soll dieses Adhäsiv in der vorliegenden Studie mit den Werten des ebenfalls auf Technikerleichterung basierenden Self-Etch-Adhäsivs Futurabond® NR verglichen werden.

5.1.5 Versuchsdurchführung

Im Rahmen des Versuchsablaufes wurde darauf geachtet, dass einheitliche Bedingungen vorlagen sowie aktuelle Standards eingehalten wurden, damit ein Bezug zu den Literaturwerten und dem In-vivo-Verhalten der Materialien geschlossen werden konnte.

Die Lagerung der Milchzähne und der präparierten Zahnproben erfolgte in 0,9%iger Natriumchloridlösung. Dieses Vorgehen zur Vermeidung der Austrocknung wird laut mehrerer Untersuchungen als unbedenklich hinsichtlich der Haftkraftwerte beschrieben und ist deshalb eine in vielen Studien angewandte Methode (Perdigão, 2010). In der Literatur finden sich zum einen Analysen mit Lagerungszeiten von 30 Minuten bis zu 2 Jahren, die keine signifikanten Unterschiede in der Haftkraft ermittelten (Mitchem und Gronas, 1986; Mobarak et al., 2010a), zum anderen wurden jedoch in verschiedenen Studien geringfügige Haftwertänderungen nachgewiesen (Lee et al., 2007; Perdigão, 2010). Es wird daher angenommen, dass der Lagerungsdauer der extrahierten Milchzähne von maximal vier Wochen, ebenso wie der kurzzeitigen Zwischenlagerung der präparierten Zahnproben, in der vorliegenden Untersuchung nur eine minimale Qualitätsminderung der Ergebnisse zugeschrieben werden kann.

Zur Herstellung der Probekörper kamen Trepanbohrer zum Einsatz. Diese Hartmetallbohrer hinterlassen im Dentin eine andere Mikrostruktur als die klinisch angewandten Diamantschleifer (Al-Omari et al., 2001). Aufgrund der folgenden Weiterbehandlung der Zahnproben ist jedoch gesichert, dass der Haftverbund nicht auf den von den Trepanbohrern behandelten Flächen erfolgt. Somit konnten aus den Vestibulärflächen der Milchzähne standardisierte zylinderförmige Proben mit einem Durchmesser von 2,9 mm und einer Mindestdicke von 2 mm geschliffen werden.

Mit der Reduktion der oberflächlichen Schicht um 1 mm wurde nach der Einbettung der Proben eine reine Dentinoberfläche ähnlicher Tiefe freigelegt. Diese Methodik wirkt einer möglichen Verfälschung der Ergebnisse entgegen, die sich in der wissenschaftlich nachgewiesenen Varianz der Haftwerte in unterschiedlichen Lokalisationen des Dentins begründet (Pegado et al., 2010; Yousry et al., 2011). Jener Oberflächenschliff erfolgte mit Polierschreiben aus Siliziumcarbid der Körnung #320 nach FEPA. Diese standardisierte Größe entspricht in etwa derjenigen von Diamantfinierern (mittlere Korngröße 30µm), die in der klinischen Kavitätenpräparation zur Anwendung kommen (Luque-Martinez et al., 2013). Damit sind praxisnahe Bedingungen ohne Verwendung einer zu groben Körnung geschaffen worden, die eine nachgewiesene verbreiterte smear layer verursachen würde (Koibuchi et al., 2001; Semeraro et al., 2006). Da Self-Etch-Systeme die smear layer in den Haftverbund einpolymerisieren, kann dadurch eine Verminderung der Haftwerte insbesondere bei milden Adhäsiven (pH ~ 2), denen eine Durchdringung breiter Schmierschichten nur bedingt möglich ist, auftreten (Ermis et al., 2008; Kandaswamy et al., 2012). Das verwendete Material Siliziumcarbid steht im Verdacht im

Vergleich mit Diamantschleifern eine abweichende smear layer zu verursachen und somit zu einer Beeinflussung der Messergebnisse beizutragen (Tagami et al., 1991; Dias et al., 2004). Hier können daher Ursachen für ein Abweichen der In-vitro-Ergebnisse mit den klinischen Gegebenheiten liegen. Es sollte jedoch beachtet werden, dass das hohe Penetrationsvermögen durch die Schmierschicht, ursächlich durch den niedrigen pH-Wert des Adhäsivsystems von 1,4, zu einer Verminderung jenes Störfaktors führt (Kenshima et al., 2006; Ermis et al., 2008). Die in der Folge durchgeführte Vorbehandlung der Versuchsreihen mit Chlorhexidin und der Demineralisationslösung wurde in den Unterpunkten 5.1.2 und 5.1.3 diskutiert.

Im Anschluss erfolgte die Applikation des Adhäsivsystems. Das dabei angewandte Vorgehen erfolgte streng nach Herstellerangaben, da eine Variation dieser vorgegebenen Abläufe, wie beispielsweise der Einwirkzeit des Self-Etch-Adhäsivs, des Konditionierers sowie der Polymerisationszeit, eine Änderung der Haftwerte verursachen kann (Hashimoto et al., 2002a; Ferreira et al., 2011; Mena-Serrano et al., 2013; Scheffel et al., 2013).

Die Standardisierung der Verbundfläche wurde mithilfe einer planen Plexiglasscheibe mit einer im Durchmesser 2,5 mm betragenden kreisförmigen Aussparung, durch die die Kompomerapplikation erfolgte, bewerkstelligt. Die Lichtdurchlässigkeit der Plexiglasscheibe sicherte die vollständige Härtung des Kompomers, wodurch Haftwertverluste, ausgelöst durch unvollständig polymerisierte Kunststoffareale, verhindert werden konnten (Lu et al., 2010). Die entstandenen Kompomerzylinder waren somit über den Adhäsivverbund mit einer errechneten Fläche von 4,91 mm² an das Milchzahndentin gekoppelt. In der Literatur stehen mehrere Versuchsmethoden der Haftwertbestimmung zur Diskussion. Je nach Größe der Verbundfläche werden sie in die konventionellen und die Mikrozug- bzw. Mikroabscherversuche mit Flächen von 1 mm² oder weniger eingeteilt (Armstrong et al., 2010; Scherrer et al., 2010). Aufgrund der gegebenen Fläche wird der hier vorliegende Test zu den konventionellen Scherversuchen gerechnet, deren durchschnittlich erreichte Haftwerte laut wissenschaftlicher Studien unterhalb derer von Mikroscherversuchen liegen (Braga et al., 2010). Eine verbesserte Vergleichbarkeit der Ergebnisse mit dem In-vivo-Verhalten wird ebenso bei den Versuchen mit kleinen Verbundflächen vermutet, ist jedoch nicht bestätigt (Pashley et al., 1999; Armstrong et al., 2010; Scherrer et al., 2010). Der Vorteil der hier genutzten konventionellen Durchführung liegt in der erleichterten Anwendung, die die Entstehung von Verarbeitungsfehlern minimiert (Placido et al., 2007).

Das in Kombination mit dem Adhäsiv Futurabond[®] NR verwendete Kompomer Glasiosite wurde, ebenso wie das Kompomer Dyract[®], in allen Versuchsgruppen in der Farbe A2 appliziert, um Polymerisationsunterschiede, ausgelöst durch variierende Lichtdurchlässigkeiten, zu vermeiden (Vandenbulcke et al., 2010). Dyract[®] diente bei dieser Studie als Kompomer für die Erstellung der Standardreihe mit Prime&Bond[®] NT. Die Auswahl der Kompomere basierte auf den Herstellerempfehlungen der Adhäsivsysteme.

Zwischen Applikation des Kompomers und Durchführung der Abscherversuche wurde für die Gruppen ohne künstliche Alterung eine Zeitspanne von 30 Minuten eingehalten. In dieser verringert sich die durch die Polymerisationsschrumpfung des Kompomers aufgebaute Spannung, zudem können mögliche minder polymerisierte Areale des Kunststoffes vollständig aushärten (Staninec und Kawakami, 1993; Leloup et al., 2001). Untersuchungen zeigen, dass innerhalb eines begrenzten Zeitintervalls nach der Applikation des Kunststoffes die Haftwerte mit zunehmendem zeitlichen Abstand steigen (Leloup et al., 2001). Dieser festgesetzte Zeitraum diene somit der Stabilisierung des Haftverbundes und der Vereinheitlichung der initialen Haftwertbestimmungen.

Die übrigen Versuchsreihen wurden einer künstlichen Alterung mittels eines Thermozykliegerätes ausgesetzt. Die dabei auf die Versuchskörper einwirkenden Temperaturschwankungen in destilliertem Wasser simulieren die wechselnden Gegebenheiten im Mundmilieu, ausgelöst durch Nahrungsmittel und Atmung (Amaral et al., 2007; Xie et al., 2010). Jene Wärmeunterschiede werden unter anderem für die kontinuierliche Schwächung des Haftverbundes *in vivo*, in dessen Folge Füllungsverluste auftreten, verantwortlich gemacht. Hierbei führen Temperaturschwankungen zu Spannungen zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Füllungsmaterial aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten (De Munck et al., 2005). Des Weiteren beschleunigt das einwirkende Wasser den Abbau der Komponenten des adhäsiven Verbundes an dessen Grenzflächen (Hashimoto et al., 2002b; Amaral et al., 2007). Die Ausprägung dieses künstlichen Alterungsmechanismus ist über die Temperaturdifferenz und die Anzahl der Temperaturwechsel regulierbar. Die hier vorliegende Studie hat sich an den häufig in der Literatur beschriebenen Werten von 5 °C und 55 °C für die Wasserbäder des Thermozykliegerätes orientiert, da dies der Schwankungsbreite im Mundmilieu entspricht (Amaral et al., 2007). Die Anwendung von 10.000 Zyklen kommt dabei in etwa der thermischen Belastung von einem Jahr *in vivo* gleich (Gale und Darvell, 1999). Abhängig von den verwendeten Versuchsvariablen konnten in verschiedenen Studien signifikante Haftwertverluste durch Thermocycling festgestellt werden, wobei eine ausreichend hohe Anzahl von Temperaturzyklen obligat ist (Amaral et al., 2007). Es muss dabei jedoch festgehalten werden, dass diese künstliche Alterung Grenzen in der Übertragbarkeit auf die klinischen Langzeitprognosen hat, da nur der Aspekt der Temperaturschwankungen berücksichtigt wird, Misserfolge bei der Füllungstherapie jedoch multifaktorieller Natur sind (Amaral et al., 2007).

Die Ermittlung der Haftwerte erfolgte über die Bestimmung der Abscherkräfte mittels der Universalprüfmaschine Zwick Z005 und dem unter 3.2.6 beschriebenen Versuchsaufbau. Demnach wurde der Angriffsort für die einwirkende Abscherkraft so gewählt, dass der Kraftvektor an einem 1 mm vom Haftverbund entfernten Punkt am Kompomerzylinder ansetzte und parallel zur Verbundfläche verlief. Diese laut einer Studie von Placido et al. angemessene

Distanz des Kraftansatzes für konventionelle Scherversuche verringert die entstehenden Spannungen am adhäsiven Verbund und erhöht deshalb die Qualität des Versuchsmodells (Placido et al., 2007).

Der von der Universalprüfmaschine Zwick ausgeführte Versuchsablauf lief mit der weitläufig verwendeten Abschergeschwindigkeit von 1 mm pro Minute ab. Dieser Parameter kann laut Literaturangaben die ermittelten Werte signifikant beeinflussen (Leloup et al., 2001) und führt bei dessen Verringerung zu einer Steigerung der Haftwerte. Deshalb und zum besseren Vergleich mit externen Untersuchungen wurde diese relativ niedrige und in vielen Studien angewandte Geschwindigkeit genutzt (Bishara et al., 2005).

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Beim Vergleich der ermittelten Scherfestigkeitswerte ergaben sich zum Teil ausgeprägte Unterschiede zwischen den Versuchsreihen. Dies lässt vermuten, dass die verschiedenen Behandlungsmethoden einen direkten Einfluss auf die Haftwerte der Verbundsysteme hatten.

Bei künstlicher Alterung des adhäsiven Verbundes und bei vorheriger Demineralisation des Versuchsmaterials konnte eine Reduktion der Haftkraft festgestellt werden. Chlorhexidin zeigte in dieser Untersuchung hingegen keinen signifikanten Einfluss auf die Scherfestigkeitswerte. Des Weiteren erreichte der Dentinhaftvermittler Futurabond[®] NR eine höhere Widerstandsfähigkeit gegenüber Scherkräften als das Etch-and-Rinse-System Prime&Bond[®] NT.

Im Folgenden werden die in dieser Studie ermittelten Resultate denen der Fachliteratur gegenübergestellt, um die Wertigkeit der vorliegenden Versuchsergebnisse zu verifizieren und Schlussfolgerungen aus der Untersuchung ziehen zu können. Ferner werden die Ursachen für die Entstehung der hier gewonnenen Ergebnisse und deren mögliche Abweichungen von den Literaturwerten diskutiert. Insbesondere sei hier auf die vorliegende Verwendung von Milchzahndentin, dem eine verminderte Fähigkeit zur Bildung eines Haftverbundes zugeschrieben wird, hingewiesen (Nör et al., 1996). Aufgrund der geringen Anzahl von Scherfestigkeitsanalysen an Milchzahndentin konnte beim Vergleich mit Literaturwerten auf diesen Einflussfaktor nur bedingt Rücksicht genommen werden.

5.2.1 Konventionelle Scherversuche

Die durchgeführten konventionellen Scherversuche wiesen abhängig von den Versuchsparametern Haftwerte zwischen $17,06 \pm 1,71$ MPa und $2,38 \pm 0,75$ MPa auf. Die rein auf Herstellerangaben basierenden Tests erreichten dabei Mittelwerte von $17,06 \pm 1,71$ MPa für Futurabond[®] NR und $13,95 \pm 1,91$ MPa für Prime&Bond[®] NT. In der Literatur finden sich für diese Methodik variierende Haftwerte, die abhängig vom verwendeten Adhäsivsystem laut der Recherche von Scherrer et al. im Durchschnitt Größen von 12,4 MPa bis 23,2 MPa erzielten (Scherrer et al., 2010). Die hier gemessenen Abscherkräfte liegen in der Variationsbreite jener benannten Durchschnittswerte konventioneller Methoden und damit deutlich niedriger als die Ergebnisse von Mikroversuchen mit 25,8 bis 48,0 MPa für Zug- und 20,7 bis 41,5 MPa für Schertests (Braga et al., 2010; Scherrer et al., 2010). In aktuellen Studien setzen sich dabei gehäuft die Mikrozugversuche als Methodik der Haftwertbestimmung durch (De Munck et al., 2012). Liegen dementsprechend nur unzureichende Literaturwerte hinsichtlich der Scherfestigkeiten vor, müssen jene Studien daher im Folgenden in die weitere Betrachtung der Versuchsparameter mit einbezogen werden.

5.2.2 Adhäsivsysteme

Etch-and-Rinse-Adhäsiv Prime&Bond[®] NT

Das Adhäsiv Prime&Bond[®] NT diene der Erstellung der Referenzgruppen, da es ein in der Praxis etabliertes Haftvermittlersystem ist, über dessen adhäsive Eigenschaften sich in der Literatur vielfache Untersuchungen finden (Scherrer et al., 2010; De Munck et al., 2012). Der Vergleich der in dieser Studie gewonnenen Resultate jenes Haftvermittlers mit denen der Literatur lässt daher Rückschlüsse auf die Wertigkeit der weiteren Ergebnisse zu. Die Abscherkräfte für Prime&Bond[®] NT liegen laut Scherrer et al. im Schnitt bei $17,7 \pm 5,2$ MPa (Scherrer et al., 2010). Das hier ermittelte Ergebnis von $13,95 \pm 1,91$ MPa fügt sich somit ins untere Mittelfeld dieser Literaturwerte ein. Unter anderem erreichte Courson mit einer Abscherkraft von $15,1 \pm 7,9$ MPa ein gleichwertiges Ergebnis (Courson et al., 2005).

Die genannten Literaturwerte basieren auf dem Verbund zum Dentin bleibender Zähne, wohingegen die angesprochene Untersuchung von Courson et al. auch den Verbund zu Milchzahndentin betrachtet und dabei einen signifikant verringerten Wert für Prime&Bond[®] NT von $7,7 \pm 3,4$ MPa liefert (Courson et al., 2005). Diese Tendenz lässt sich auch in Studien von Yaseen und Can-Karabulut et al. wiederfinden und ist höchstwahrscheinlich auf die abweichende Mikromorphologie und chemische Zusammensetzung der Dentinoberflächen zurückzuführen (Johnsen, 1987; Nör et al., 1996; Can-Karabulut et al., 2009; Yaseen und

Subba Reddy, 2009). Zwar wird in aktuellen Studien zunehmend auch Milchzahndentin als Untersuchungssubstrat verwendet, der Großteil des Ergebnisspektrums bezieht sich jedoch weiterhin auf Analysen bleibender Zähne (Bengtson et al., 2010).

Self-Etch-Adhäsiv Futurabond® NR

Das verwendete Self-Etch-System Futurabond® NR wies in dieser Studie mit einer mittleren Haftkraft von $17,06 \pm 1,71$ MPa einen signifikant stärkeren Verbund zu gesundem Dentin auf als das aus zwei Komponenten bestehende Etch-and-Rinse-Adhäsiv Prime&Bond® NT. Dies entspricht nicht der allgemein in der Literatur vorliegenden Auffassung, dass die Techniksimplifizierung der All-in-One-Adhäsive mit einem Haftwertverlust erkauft wird (Van Meerbeek et al., 2003). Literaturrecherchen zufolge erzielten All-in-One-Adhäsive im Schnitt die niedrigsten Initial- und Langzeithaftwerte, dicht gefolgt von den Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Systemen am Dentin permanenter Zähne (De Munck et al., 2012). Den Ergebnissen der vorliegenden Studie entsprechend, finden sich jedoch gehäuft Fälle, in denen die moderneren Ein-Schritt-Adhäsive mit den Zwei-Komponenten-Systemen der Etch-and-Rinse-Methodik hinsichtlich ihrer Haftwerte konkurrieren (Sarr et al., 2010). An Milchzahndentin wurden überdies laut einer Studie von Courson et al. keine signifikanten Unterschiede der Abscherkräfte zwischen den verschiedenen Arten der Adhäsivsysteme ermittelt (Courson et al., 2005). Krämer et al. konnten zudem in einer umfangreichen In-vitro-Untersuchung verschiedener Self-Etch-Systeme keinen Zusammenhang zwischen der Haftkraft und der Anzahl an Adhäsivkomponenten feststellen. Vielmehr scheinen der pH-Wert und der Anteil funktioneller Monomere im Haftvermittler mit dem adhäsiven Verbund zu korrelieren (Krämer et al., 2014). Bezüglich des Systems Futurabond® NR erreichten Yazici et al. in ihren Versuchen Scherfestigkeiten von $14,44 \pm 6,23$ MPa (Yazici et al., 2009), die sich damit zwar geringer, jedoch in ähnlicher Größenordnung der hier ermittelten Werte darstellten. In einer Studie von Vashisth et al. wurden hingegen deutlich niedrigere Abscherwerte von nur $3,81 \pm 1,61$ MPa gemessen, wobei auch andere Adhäsive vergleichsweise niedrige Scherfestigkeiten in diesem Test besaßen (Vashisth et al., 2014). Insgesamt finden sich zu jenem speziellen System bedeutend weniger Forschungsergebnisse als zu Prime&Bond® NT, aufgrund dessen bei dem Vergleich der Messwerte auch auf Analysen am Dentin permanenter Zähne zurückgegriffen werden musste. Die Ergebnisse können wegen der abweichenden Morphologie nicht uneingeschränkt auf das Verhalten von Milchzähnen übertragen werden (Krämer et al., 2014). Betrachtet man deshalb unabhängig vom Analyseverfahren weitere Studien über Futurabond® NR, so wies es meist eine geringere Verbundqualität als die Mehr-Schritt-Systeme auf. Gleichzeitig erreichten mehrere All-in-One-Adhäsivsysteme einen signifikant stabileren Verbund als Futurabond® NR (Radovic et al., 2006; Mena-Serrano et al., 2014; Vashisth et al., 2014).

Ursachen für höhere Werte von Futurabond® NR

Futurabond wies trotz der Reduzierung auf einen einzigen Applikationsschritt signifikant höhere Scherfestigkeitswerte als das Etch-and-Rinse-System Prime&Bond® NT auf. Ursächlich für diese Tendenz kann die chemische Zusammensetzung sein, deren Einfluss auf den Haftverbund aufgrund der komplexen Wechselwirkungen der Bestandteile multifaktorieller Natur ist (Van Landuyt et al., 2007). Krämer et al. konnten diesbezüglich bei verschiedenen Self-Etch-Systemen signifikante Haftwertunterschiede an Milchzahndentin nachweisen, die nicht mit der Anzahl der Applikationskomponenten korrelierten. Hingegen wirkte sich die Kombination aus mittleren pH-Werten und beinhalteten funktionellen Monomeren bei dieser Untersuchung positiv auf den Haftverbund aus (Krämer et al., 2014). Auch Prime&Bond® NT unterliegt mit der Vereinigung von Primer und Adhäsiv einer Reduktion der Anwendungskomponenten, die laut der Literaturrecherche von Cardoso mit einer Verringerung der Haftwerte erkauft wird (Cardoso et al., 2011), sodass die Haftwerte einiger dieser Zwei-Komponenten-Systeme mit denen der All-in-One-Adhäsive vergleichbar sind (Sarr et al., 2010). Self-Etch-Adhäsiven wird überdies ein Vorteil bei der Anwendung an Dentin nachgesagt, wohingegen die Etch-and-Rinse-Systeme bessere Ergebnisse an Zahnschmelz liefern (Cardoso et al., 2011).

5.2.3 Langzeitanalyse mittels Thermocycling

Der Einsatz des Thermocyclings zur künstlichen Alterung verringerte in der vorliegenden Untersuchung bei allen Gruppen die Abscherkräfte. Die initialen Haftanalysen ergaben dabei Werte zwischen $6,16 \pm 1,27$ und $17,06 \pm 1,71$ MPa, während die künstlich gealterten Proben Scherfestigkeiten von $2,38 \pm 0,75$ bis $14,76 \pm 2,00$ MPa erreichten. Der statistischen Analyse zufolge trat jedoch eine signifikante Reduktion nur bei den zuvor demineralisierten Dentinproben auf. Vergleichbare Studien, die ähnliche Temperaturbereiche und die gleiche Zyklenzahl aufwiesen, entsprechen dieser Tendenz (Ikeda et al., 2009; Hariri et al., 2012). Signifikanzen konnten auch in jenen Studien nicht in allen Fällen ermittelt werden (Asaka et al., 2007; Ikeda et al., 2009). Hierbei sei im Besonderen die Studie von Ikeda et al. genannt, bei der an allen drei untersuchten Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven Scherfestigkeitsreduktionen von $15,3 \pm 0,8$ bis $20,9 \pm 0,4$ MPa auf $8,8 \pm 0,6$ bis $19,1 \pm 1,8$ MPa nach Thermocycling festgestellt werden konnten. Die statistische Auswertung ergab jedoch nur signifikante Abweichungen bei einer vorherigen Benetzung mit Phosphorsäure, die, ebenso wie die experimentelle Karieserzeugung der vorliegenden Studie, die Dentinoberfläche durch Demineralisationsprozesse modifiziert (Ikeda et al., 2009).

In einer Recherche von Amaral bezüglich Verfahren zur künstlichen Alterung wird eine Haftwertminderung postuliert, solange eine ausreichend hohe Anzahl von Temperaturzyklen durchgeführt wird (Amaral et al., 2007). Bei der Analyse dieses Einflusses erreichten Hariri et al. ab 2.000 Zyklen eine signifikant messbare Scherfestigkeitsreduktion an Dentin (Hariri et al., 2012), während bei einer Untersuchung von Xie et al. erst nach 10.000 Zyklen an allen Haftverbunden Qualitätsminderungen festgestellt wurden (Xie et al., 2010).

Ursächlich für diese Schwächung ist neben den einwirkenden Temperaturschwankungen, die Spannungen an den Grenzflächen des Haftverbundes verursachen, jedoch auch die Lagerung im Wasser des Thermozykliegerätes, die durch Hydrolyseeffekte im Bereich der Schnittstelle zwischen Dentin und Adhäsiv negative Auswirkungen auf den adhäsiven Verbund hat (Amaral et al., 2007). Da die Hydrolyse durch Defekte im Bereich des Haftverbundes begünstigt wird, wirkt sie insbesondere an mikromorphologisch von porösen Zonen gekennzeichneten Grenzflächen, die sich vornehmlich an demineralisiertem Dentin bilden (Amaral et al., 2007; Erhardt et al., 2008). Folglich ist darin die Ursache für die signifikante Scherfestigkeitsreduktion des demineralisierten Dentins nach dem Thermocycling zu vermuten. Die zwar ausnahmslos niedrigeren, aber durch Alterung nicht signifikant verringerten Haftwerte an gesundem Dentin erklären sich anhand der Beobachtung, dass die Lagerung in Wasser einen geringeren Einfluss auf einen suffizienten Haftverbund an kariesfreiem Dentin aufweist (Amaral et al., 2007). Insbesondere die Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsive besitzen jedoch auch im Verbund zu gesunder Zahnhartsubstanz vermehrt poröse Zonen und Defekte bei der mikromorphologischen Betrachtung (Baracco et al., 2013).

Aufgrund der mannigfaltigen variablen Parameter dieses Verfahrens, die unter anderem die Höhe der Temperaturen, die Anzahl und Dauer der Zyklen und die Verweildauer in den Wasserbädern umfassen, erweist sich ein Vergleich mit Literaturwerten als schwierig (Amaral et al., 2007). Alle genannten Studien wurden zudem wegen der begrenzten Anzahl diesbezüglicher Untersuchungen an Milchzähnen an permanentem Dentin durchgeführt.

5.2.4 Haftverbund zu demineralisiertem Dentin

Die Demineralisation der Dentinproben vor der Erzeugung des Haftverbundes führte laut vorliegender Ergebnisse zu einer ausgeprägten Minderung der Scherfestigkeiten mit Werten zwischen $2,38 \pm 0,75$ MPa und $7,88 \pm 0,86$ MPa. Im Vergleich ermittelte Mobarak für All-in-One-Adhäsive mithilfe eines Mikroscherversuches, dessen Resultate im Schnitt oberhalb derer konventioneller Scherversuche liegen, Messwerte zwischen $7,31 \pm 2,4$ und $18,31 \pm 4,9$ MPa an kariösem Dentin permanenter Zähne. Dabei wiesen zwei von drei Ein-Schritt-Adhäsiven an dieser geschädigten Zahnhartsubstanz signifikant geringere Scherfestigkeiten auf als an

gesundem Dentin (Mobarak und El-Badrawy, 2012). Weitere Untersuchungen ermittelten bei jenem Verbund auch für Mehr-Schritt-Adhäsivsysteme der Self-Etch- und Etch-and-Rinse-Methodik verminderte Scherfestigkeiten (Giriappa und Chandra, 2008; Wei et al., 2008). In der im Vergleich dazu überschaubaren Literatur über den Haftverbund zu demineralisiertem Milchzahndentin finden sich kontroverse Ergebnisse (Lenzi et al., 2012). Unter anderem konnten in einer Studie von Hosoya et al. mit Haftwerten von $9,0 \pm 6,3$ MPa für gesundes und $9,2 \pm 5,8$ MPa für kariöses Dentin keine Signifikanzen im Mikrozugversuch bei einem Self-Etch-System festgestellt werden (Hosoya et al., 2006). Lenzi et al. ermittelten hingegen eine signifikante Reduktion der Haftkräfte an demineralisiertem Milchzahndentin vor und insbesondere nach künstlicher Alterung (Lenzi et al., 2015).

Bei Mikrozugversuchen wurden für einen Großteil der Haftvermittler ebenfalls signifikante Qualitätsminderungen der adhäsiven Bindung zu demineralisierten Dentinproben festgestellt (Joves et al., 2013; Rocha et al., 2014). Elektronenmikroskopische Grenzflächenanalysen zeigten diesbezüglich eine unvollständige und eingeschränkte Infiltration des Adhäsivs in die porösen Strukturen des Dentins (Joves et al., 2013). Ferner konnte neben der Haftkraftreduktion durch die in der aktuellen Untersuchung verwendeten Säuregele auch bei dem Verfahren des pH-Cyclings zur Simulation kariöser Läsionen laut einer Studie von Erhardt et al. eine signifikante Schwächung des Haftverbundes nachgewiesen werden (Erhardt et al., 2014).

Seine Ursache findet dieser Qualitätsverlust, der sich je nach Zusatzparameter auf eine Mittelwertreduktion zwischen 47 % und 84 % beläuft, in der mikromorphologischen und chemischen Umgestaltung der Dentinoberfläche (Arnold et al., 2007; Joves et al., 2013).

Demineralisiertes Dentin besitzt einen geringeren Anteil mineralisierter Substanzen, eine verbreiterte smear layer, veränderte Kollagenstrukturen und somit eine geringere Oberflächenhärte (Ito et al., 2005; Wang et al., 2007; Taniguchi et al., 2009; Perdigão, 2010). Demnach ändert sich auch die Struktur des Haftverbundes, der eine signifikant vergrößerte und mikroskopisch poröse Hybridschicht mit einer unregelmäßigen Infiltration der Monomere in das demineralisierte Dentin besitzt. Dies wird als Hauptursache für die Reduktion der Haftkräfte an kariös beeinflusstem Dentin angesehen (Wang et al., 2007). Zudem ist die Bildung der sogenannten „Tags“ durch Ablagerungen in den Dentintubuli eingeschränkt (Say et al., 2005). Durch diese unregelmäßige Benetzung des Dentins wird vermutet, dass die somit vermehrt freiliegenden Kollagenstrukturen eine Schwächung des Langzeithaftverbundes hervorrufen, da sie als potentielle Angriffspunkte für wirtseigene Kollagenasen und andere externe Einflüsse dienen (Wang et al., 2007).

Dementsprechend erwiesen sich die Haftwerte an demineralisiertem Dentin nach künstlicher Alterung als die niedrigsten Mittelwerte aller Versuchsgruppen mit $2,38 \pm 0,75$ MPa (Gruppe NR-DT) und $3,07 \pm 1,34$ MPa (Gruppe NR-CDT).

5.2.5 Einfluss von Chlorhexidin

Vergleich mit Literaturwerten

Der Einsatz des antiseptischen Chlorhexidins als Kavitätenspülung vor der Applikation des Adhäsivs dient der Desinfektion kontaminierter Zahnschubstanz. Ferner soll es eine Steigerung der Langzeithaftung durch seine inhibitorische Wirkung auf Matrixmetalloproteinasen erzielen (Leitune et al., 2011; Borges et al., 2012), ohne gleichzeitig durch diesen zusätzlichen Schritt im Bondingverfahren negativen Einfluss auf den Haftverbund auszuüben (Stanislawczuk et al., 2014). Im Falle der vorliegenden Studie wiesen die Scherfestigkeitswerte keine signifikanten Änderungen bei jener Anwendung von CHX auf. Nur eine geringe Reduktion der Mittelwerte wurde für die Gruppen NR-C ($14,85 \pm 1,74$ MPa) und NR-CT ($12,66 \pm 2,68$ MPa) ermittelt, wohingegen leicht erhöhte Werte bei den zuvor demineralisierten Gruppen NR-CD ($7,88 \pm 0,86$ MPa) und NR-CDT ($3,07 \pm 1,34$ MPa) erreicht wurden. Da der Einfluss von CHX elementarer Bestandteil dieser Untersuchung war, wird im Folgenden detailliert auf Literaturangaben zu Self-Etch-Adhäsiven, die die CHX-Anwendung an gesundem und demineralisiertem Dentin vor und nach künstlicher Alterung thematisieren, eingegangen. Aufgrund der begrenzten Datenlage zu jenen Analysen an Milchzahndentin (Krämer et al., 2014) wurden für die Diskussion der Ergebnisse größtenteils Studien an permanenten Zähnen ausgewählt.

Beim Vergleich des adhäsiven Verbundes mit und ohne vorherige CHX-Applikation an gesundem Dentin ermittelte die Mehrheit der Studien, den hier vorliegenden Ergebnissen entsprechend, keine signifikanten Unterschiede in den initialen Haftwerten (Campos et al., 2009; de-Melo et al., 2013). Dabei erreichten Sharma et al. bei einem All-in-One-Adhäsiv und 2%igem CHX mit $16,89 \pm 2,47$ MPa ähnliche Scherfestigkeiten wie in dieser Untersuchung (Sharma et al., 2011). Eine Minderung der Qualität des Haftverbundes durch Chlorhexidin scheint demnach nicht vorzuliegen. Dieses Thema wird jedoch in der Literatur aufgrund einzelner Untersuchungen, die Schwächungen, aber auch Steigerungen der Adhäsionsfähigkeit postulieren, kontrovers diskutiert (Elkassas et al., 2014; Montagner et al., 2014). Bei dem Verbund von Etch-and-Rinse-Systemen zu Milchzahndentin konnte hierbei in mehreren Studien ebenso keine signifikante Abweichung der initialen Haftwerte festgestellt werden (Ricci et al., 2010; Lenzi et al., 2012). Diesbezügliche Aussagen zu Self-Etch-Systemen können aufgrund der limitierten Literatur nicht getroffen werden.

Wurden künstliche Alterungsprozesse durchgeführt, so war im vorliegenden Fall an gesundem Dentin keine signifikante Mittelwertabweichung beim Vergleich der Proben mit und ohne CHX-Applikation die Folge. Die Vermutung, Chlorhexidin stärke die Langzeithaftkräfte, lässt sich mit diesen Resultaten demnach nicht bestätigen. Ein Vergleich mit den Ergebnissen der Literatur ergab, dass bei einzelnen Studien ebenso keine Signifikanzen festgestellt wurden

(Shafiei et al., 2013; Zheng et al., 2015), hingegen aber mehrfach Untersuchungen positive Entwicklungen der Langzeithaftkräfte durch Chlorhexidin verzeichnen konnten (Zhang et al., 2010; Ali et al., 2013; Montagner et al., 2014). Zhang erreichte dabei mit einer 0,2%igen CHX-Lösung um 29% erhöhte Haftwerte gegenüber unbehandelten Proben (Zhang et al., 2010). Eine ähnlich kontroverse Sachlage zeigt sich auch in Studien an Milchzähnen (Ricci et al., 2010).

Folgend wird der Einfluss von CHX auf kariös beeinflusste Zahnhartsubstanz analysiert: Eine Demineralisation des Dentins zur Simulation kariogener Prozesse führte zu ausgeprägten Haftwertverlusten. Bezüglich der Durchführung einer CHX-Applikation unterschieden sich die Haftwerte jedoch nicht signifikant voneinander, da nur eine leichte Steigerung nach CHX-Anwendung verzeichnet wurde. Ähnliche Ergebnisse wurden in Untersuchungen von Mobarak und de-Melo erzielt, ebenso ohne einen signifikanten Einfluss von CHX nachzuweisen (Mobarak et al., 2010b; de-Melo et al., 2013). Auch auf demineralisiertem Milchzahndentin rief CHX laut Ersin et al. keine signifikanten Haftwertänderungen hervor (Ersin et al., 2009).

Nach künstlicher Alterung erreichten diese demineralisierten Proben bei der Anwendung von CHX ebenfalls leicht erhöhte Haftwerte im Vergleich zu der Versuchsreihe ohne CHX-Vorbehandlung, eine Signifikanz lag jedoch nicht vor. Auch hier konnte demzufolge keine Verbesserung der Langzeithaftkräfte durch CHX nachgewiesen werden. Die wenigen vorhandenen Forschungsergebnisse liefern zum Teil analoge Schlussfolgerungen (Sacramento et al., 2012; de-Melo et al., 2013). Andererseits konnte Ekambaram durch CHX-Anwendung nach Alterungsprozessen mit Haftwerten von $19,06 \pm 3,5$ MPa auf demineralisiertem Dentin eine Minderung des Haftwertverlustes erzielen (Ekambaram et al., 2014), während eine Studie von Mobarak einzig für 5%ige CHX-Lösungen ein positives Ergebnis hinsichtlich der Langzeithaftkräfte an kariös beeinflusstem Dentin vorweisen konnte (Mobarak, 2011).

Ursachenanalyse

Diesen Ergebnissen zufolge ist somit eine Spülung der Kavität zur Keimzahlminderung aufgrund des nicht nachweisbaren Einflusses von CHX auf den adhäsiven Verbund gerechtfertigt, wohingegen eine Stabilitätssteigerung, abweichend zu den Resultaten mehrerer anderer Studien, nicht ermittelt wurde. Laut jener Quellen führt der Schutz der Kollagenstrukturen durch die CHX spezifische Inhibition der Matrixmetalloproteinasen zu einer Minderung der Haftwerteinbußen durch Alterungsprozesse (Montagner et al., 2014). Dabei muss jedoch betrachtet werden, dass variierende Parameter Einfluss auf diese Ergebnisse haben können. Beispielsweise wird eine Abhängigkeit von der Konzentration der Chlorhexidinspülungen in der Literatur diskutiert. In einer Analyse von Collares et al. wurde jene Konzentrationsabhängigkeit festgestellt (Collares et al., 2013), wohingegen Zhang et al. ab einem CHX-Anteil von 0,2 %, der in dieser Studie verwendeten Konzentration entsprechend, keine Unterschiede mehr feststellen konnten (Zhang et al., 2010). Des Weiteren kommen

unterschiedliche Methoden der Alterung zur Anwendung. Montagner analysierte verschiedene Alterungsverfahren für Studien, die den Einfluss von CHX auf Langzeithaftwerte untersuchten, und ermittelte eine Abhängigkeit zwischen den Ergebnissen und der angewandten Methodik. Dabei wurde eine hohe Heterogenität der Resultate aufgrund abweichender Versuchsprotokolle und Zusammensetzungen der Lagerungsmedien erfasst. Die positive Wirkung von CHX auf den Langzeithaftverbund für Lagerungszeiträume von 6 - 12 Monaten konnte bestätigt werden, während dieser Trend bei längeren Alterungsprozessen nicht mehr nachgewiesen wurde (Montagner et al., 2014). Montagner stellte zudem die Vermutung auf, dass CHX besonders Etch-and-Rinse-Systemen Vorteile verschafft, da die Wirkung auf den Schutz freiliegender Kollagenstrukturen ausgerichtet ist, die sich insbesondere nach dem Schritt der Konditionierung auf der Dentinoberfläche darstellen (Montagner et al., 2014). Folglich kann der fehlende Nachweis eines Einflusses von CHX auf die Verbundstabilität in der vorliegenden Studie in Zusammenhang gebracht werden mit dem verwendeten Adhäsivsystem und der Methodik des Thermocyclings. Im Vergleich zu diesem Verfahren berücksichtigen Langzeitlagerungen in Wasser verstärkt den Vorgang der Hydrolyse. Da CHX inhibitorisch auf diesen Prozess wirkt, konnten im Falle jener Studien vermehrt signifikant stabilisierende Einflüsse des CHX auf den Langzeithaftverbund nachgewiesen werden (Amaral et al., 2007; Montagner et al., 2014).

In Bezug auf die offenliegenden Mikrostrukturen bedarf die Anwendung von CHX auf demineralisiertem Dentin, dessen Oberfläche von einer verbreiterten smear layer und vermehrt freiliegenden Kollagenstrukturen gekennzeichnet ist (Wang et al., 2007), einer speziellen Betrachtung. Zwar konnten in dieser Studie an demineralisiertem Dentin nur geringe, nicht signifikante Steigerungen der Langzeithaftwerte durch CHX-Applikation nachgewiesen werden, jedoch kamen mehrere Studien davon abweichend zu signifikanten Ergebnissen (Mobarak, 2011; Ekambaram et al., 2014). Ursächlich für diese Stabilisierung des Haftverbundes könnte die Fähigkeit des CHX zur Inhibition von körpereigenen Enzymen, den im Dentin nachgewiesenen MMPs und Cathepsinen, sein, die das für den adhäsiven Verbund wichtige Kollagenetzwerk schädigen (Tjäderhane et al., 2013a). Aufgrund der vermehrt freiliegenden Kollagenstrukturen an demineralisiertem Dentin, die einen potentiellen Angriffspunkt für kollagenolytische Enzyme darstellen, soll insbesondere hier die Anwendung von CHX verstärkt Einfluss auf die Stabilität des Haftverbundes ausüben (Carrilho et al., 2007b; Wang et al., 2007).

5.3 Schlussfolgerungen

Das Antiseptikum Chlorhexidin hat sich in den letzten Jahrzehnten als eine der wichtigsten Substanzen bezüglich der Prophylaxe und Behandlung oraler Erkrankungen etabliert. Aufgrund der Langzeiterfahrungen und mannigfaltiger Studien wurde zudem die Wirksamkeit zweifelsfrei bestätigt sowie die Unbedenklichkeit für den Organismus aufgrund der geringen lokalen und systemischen Nebenwirkungen bestätigt.

Folglich hat sich die Anwendung des Chlorhexidins neben der Behandlung parodontaler Erkrankungen auf weitere Bereiche, wie die Endodontologie und Chirurgie, und sogar über die Grenzen der Zahnmedizin hinaus ausgedehnt. Auf dem Gebiet der konservierenden Zahnheilkunde, speziell im Bereich der einem ständigen Fortschritt unterliegenden Adhäsivtechnik, hat es jedoch noch keinen umfassenden Einzug gehalten. Doch auch hier werden die neuen Einsatzgebiete in aktuellen Studien eruiert.

Insbesondere durch die minimalinvasive Behandlungsmethodik besteht die Gefahr einer persistierenden bakteriellen Besiedlung des Kavitätenbodens mit einer möglichen Häufung von Sekundär- und Residualkaries. Chlorhexidin kann dabei in Form einer Kavitätoilette der Keimzahlreduktion dienen. Es wirkt zudem als Inhibitor von Matrixmetalloproteinasen, die einen negativen Einfluss auf die fortwährende Stabilität des adhäsiven Verbundes besitzen. Das erklärte Ziel ist demnach eine Steigerung der Langzeiterfolge adhäsiver Füllungen.

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss von CHX auf die Scherfestigkeiten eines Self-Etch-Adhäsivs an Milchzahndentin unter Laborbedingungen überprüft. Milchzähne weisen mikromorphologische Unterschiede zu den Zähnen Erwachsener auf. Ein Großteil der verfügbaren Literatur bezieht sich jedoch auf permanente Zähne. Die seit langem steigende Anwendung der Adhäsivtechnik in der Kinderzahnheilkunde fordert daher zur sichereren Übertragung der Laborbedingungen auf die In-vivo-Verhältnisse im Milchgebiss die Anwendung von Milchzahnproben. Ebenso wurde beachtet, möglichst parallel der realen Bedingungen zu arbeiten, ohne gleichzeitig einen enormen technischen Aufwand zu betreiben, der durch nicht überschaubare Einflussgrößen die Ergebnisse verfälschen könnte. Ziel sollte dabei sein, dass aufbauend auf den Resultaten Schlüsse über das In-vivo-Verhalten gezogen werden können und somit der Weg für gezielte klinische Studien bereitet wird.

Die evaluierten Werte fügten sich in das breite Feld der Haftwertanalysen ein, deren fast unüberschaubare Anzahl bei der Literaturrecherche die Notwendigkeit einer Beschränkung auf einzelne Parameter nach sich zog. In der vorliegenden Studie waren dies insbesondere Folgende: Milchzähne, Self-Etch-Adhäsive, Thermocycling, künstliche Karieserzeugung und die Vorbehandlung mit Chlorhexidin.

Die Ergebnisse der Untersuchung lassen darauf schließen, dass Chlorhexidin keinen prägenden Einfluss auf die Scherfestigkeit des Self-Etch-Adhäsivs Futurabond® NR besitzt. Damit kann

geschlussfolgert werden, dass der Vorteil der Keimzahlminderung in der Kavität ohne eine Schwächung des Haftverbundes erfolgt. Sollten sich diese Resultate in der klinischen Anwendung bestätigen, kann eine Kavitäenspülung bedenkenlos angewendet werden, vorzugsweise in Fällen tiefer, minimalinvasiv exkavierter Karies bei Persistenz geringer Anteile mindermineralisierten Substrates. Jene Substanz wurde mit der Durchführung der Scherversuche an demineralisiertem Dentin, welches den Eigenschaften kariös beeinflussten Dentins nachempfunden ist, einer genaueren Betrachtung unterzogen. Die dabei ermittelten deutlichen Haftwerteinbußen führen zu der Empfehlung, den adhäsiven Verbund rein auf gesundem, nicht demineralisiertem Dentin herzustellen. Da dies in der Praxis nicht zu realisieren ist, sollte möglichst darauf geachtet werden, dass die mindermineralisierter Areale nur einen geringen Anteil an der zu versorgenden Kavität einnehmen.

Auch wenn in der vorliegenden Studie nicht alle Haftwerte durch das Verfahren der künstlichen Alterung signifikant sanken, so ist anhand klinischer Erfahrungen und der sich abzeichnenden Tendenz vieler Studien davon auszugehen, dass mit der Alterung des adhäsiven Verbundes eine Minderung der Haftkraft einhergeht, die einzugrenzen höchste Priorität besitzt. Chlorhexidin, dessen Inhibition der Matrixmetalloproteinasen die Hydrolyse des Haftverbundes teilweise unterbindet, konnte seinen Einfluss auf den Langzeithaftverbund nicht in den Ergebnissen der Untersuchung einbringen. Es bedarf daher weiterer Forschungen hinsichtlich dieses Gesichtspunktes, zumal auch in der Literatur kontroverse Ergebnisse vorliegen. Unbestreitbar ist jedoch die Chance, die sich ergibt, sollte Chlorhexidin in klinischen Studien messbar höhere Überlebensraten adhäsiver Füllungen ermöglichen.

Auf den zuvor beschriebenen Ergebnissen basierend sei letztendlich in Aussicht gestellt, dass tiefe von Karies beeinflusste Kavitäten in der Füllungstherapie Vorteile aus einer Vorbehandlung mit Chlorhexidin ziehen können, besonders aufgrund der antimikrobiellen Aktivität, die die Gefahr von Sekundärkaries vermindert, gegebenenfalls aber auch aufgrund des Schutzes vor Haftwertverlusten. Eine insgesamt längere Lebensdauer der Restaurationen wäre die Folge.

6. Zusammenfassung

Adhäsiv befestigte Restaurationen haben sich in der modernen Zahnheilkunde mit einem breiten Indikationsspektrum etabliert. Dabei ist die Anwendung geeigneter Haftvermittlersysteme aufgrund der Polymerisationsschrumpfung von Füllungsmaterialien auf Kunststoffbasis für einen suffizienten Restaurationsrand essentiell. Der durch diese Systeme gebildete adhäsive Verbund war Gegenstand dieser In-vitro-Studie. Hierzu wurden die Scherfestigkeitswerte eines Self-Etch-Adhäsivs an gesundem und demineralisiertem Milchzahndentin vor und nach künstlicher Alterung bestimmt. Ziel war es, den Einfluss einer vorherigen Applikation von 0,2%igem Chlorhexidin auf den Haftverbund zu untersuchen. Verwendet wurden das Self-Etch-System Futurabond® NR (VOCO GmbH, Cuxhaven, D), ein Zwei-Komponenten-Adhäsiv, applizierbar in einem Schritt, und als Kontrollgruppe das Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-System Prime&Bond® NT (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, D).

Die Versuche erfolgten an insgesamt 100 Dentinproben, die mit einem Trepanbohrer aus den kariesfreien Vestibulärflächen von Milchzähnen präpariert, mit Polierscheiben der Körnung P#320 nach FEPA aus Siliziumcarbid auf eine annähernd gleiche Dentintiefe reduziert und in Technovit® 4071 eingebettet wurden. Um Austrocknungserscheinungen zu vermeiden, lagerten die im Durchmesser 2,9 mm großen Dentinproben in 0,9%iger Natriumchloridlösung.

Zur Überprüfung unterschiedlicher Einflussfaktoren wurden die Proben anschließend randomisiert in folgende 10 Versuchsreihen (n = 10) eingeteilt: PB, PB-T, NR, NR-T, NR-D, NR-DT, NR-C, NR-CT, NR-CD, NR-CDT (PB = Prime&Bond® NT; NR = Futurabond® NR; T = Thermocycling; C = CHX-Vorbehandlung; D = demineralisierte Dentinoberflächen).

Zur Demineralisation der Oberflächen wurden die Proben der entsprechenden Versuchsreihen dem Einfluss einer auf Milchsäure basierenden Lösung ausgesetzt, die mit einem pH-Wert von 4,5 für zwei Wochen unter regelmäßiger Flüssigkeitsbewegung bei 37 °C auf das Dentin einwirkte. Die CHX-Vorbehandlung erfolgte vor Applikation des Haftvermittlersystems für 5 Minuten mit Chlorhexamed® alkoholfrei 0,2 %. An die entwicklergetreue Verarbeitung des Adhäsivs Futurabond® NR schloss sich die Befestigung des Kompomers Glasiosite A2 an. Für die Kontrollgruppen wurden die Proben mit 37%iger Phosphorsäure konditioniert und das Adhäsiv Prime&Bond® NT in Verbindung mit dem Kompomer Dyract® A2 nach Herstellerangaben appliziert. Nach einem festgesetzten Intervall von 30 Minuten wurden die initialen Haftwerte bestimmt. Für die Ermittlung der Langzeitergebnisse erfolgte ein 10.000 Zyklen umfassendes Thermocycling mit einer Verweildauer der Proben von je 20 Sekunden im 5 °C- und 55 °C-Wasserbad. Der Abscherversuch wurde anschließend mit einer Geschwindigkeit von 1mm/min mithilfe der Universalprüfmaschine Zwick Z005 durchgeführt.

Für alle Versuchsobjekte konnte ein Scherfestigkeitswert festgestellt werden. Den höchsten Mittelwert erreichte die Gruppe NR (Futurabond® NR ohne Vorbehandlung und ohne Thermocycling) mit $17,06 \pm 1,71$ MPa, den niedrigsten die Gruppe NR-DT (Futurabond® NR auf demineralisiertem Dentin mit Thermocycling) mit $2,38 \pm 0,75$ MPa.

Die statistische Auswertung durch die Post-Hoc-Tests nach Tukey und Bonferroni ergab signifikant ($p < 0,05$) erhöhte Scherfestigkeitswerte für das Self-Etch-Adhäsiv Futurabond® NR im Vergleich zur Kontrollgruppe mit Prime&Bond® NT unter Verwendung derselben Parameter. Keine Signifikanzen wiesen die mit CHX vorbehandelten Versuchsreihen zu den jeweiligen Vergleichsgruppen ohne CHX-Applikation auf ($p > 0,05$; Tukey's Test). Nach künstlicher Alterung der Prüfkörper wurde eine signifikante Schwächung des Haftverbunds auf demineralisiertem Dentin verzeichnet, wohingegen keine Signifikanz beim Haftverbund zu gesundem Dentin durch Thermocycling festgestellt werden konnte. Des Weiteren wiesen die demineralisierten Proben ausgeprägte Reduktionen der Scherfestigkeiten auf ($p < 0,05$; Tukey's Test).

Laut der ermittelten Ergebnisse bewirkte die Anwendung von Chlorhexidin bei keinem der vorliegenden Versuchsparameter einen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund. Nach Betrachtung der dazu vorliegenden Literatur besteht die Annahme, dass Chlorhexidin zur Kavitätesinfektion verwendet werden kann, ohne eine Beeinträchtigung des adhäsiven Verbundes zu riskieren. Durch zusätzliche In-vivo-Untersuchungen sollte diese Vermutung überprüft werden. Folglich konnte dem Chlorhexidin aber auch kein Einfluss auf die Langzeithaftkräfte nach künstlicher Alterung nachgewiesen werden. Die Vermutung, der Haftverbund werde durch die Inhibition von Matrixmetalloproteinasen auf Dauer stabilisiert, wurde somit nicht bestätigt. Da dieses Thema in der Literatur kontrovers diskutiert wird, besteht die Forderung nach weiteren, auf den jetzigen Erkenntnissen aufbauenden Studien zum CHX-Einfluss auf den adhäsiven Verbund.

Sollten die Ergebnisse in klinischen Studien bestätigt und ferner eine CHX bedingte Steigerung des Langzeithaftverbundes nachgewiesen werden, ist perspektivisch eine Anwendung von Chlorhexidin insbesondere in tiefen, kariös beeinflussten Kavitäten zu empfehlen.

7. Literaturverzeichnis

Alex G, Leinfelder KF, Swift E (2008) Are three-step total-etch systems still the gold standard? *Inside Dentistry* 4:72-73.

Ali AA, El Deeb HA, Badran O, Mobarak EH (2013) Bond durability of self-etch adhesive to ethanol-based chlorhexidine pretreated dentin after storage in artificial saliva and under intrapulpal pressure simulation. *Oper Dent* 38:439-446.

Al-Omari WM, Mitchell CA, Cunningham JL (2001) Surface roughness and wettability of enamel and dentine surfaces prepared with different dental burs. *J Oral Rehabil* 28:645-650.

Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA (2007) Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent* 19:340-353.

Arenholt-Bindslev D, Hörsted-Bindslev P: Amalgam. In: Schmalz G, Arenholt-Bindslev D (Hrsg): *Biokompatibilität zahnärztlicher Werkstoffe*. Urban & Fischer, Elsevier GmbH, München, 2005, S. 61-98.

Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater* 26:e50-e62.

Arnold WH, Konopka S, Kriwalsky MS, Gaengler P (2003) Morphological analysis and chemical content of natural dentin carious lesion zones. *Ann Anat* 185:419-424.

Arnold WH, Sonkol T, Zoellner A, Gaengler P (2007) Comparative study of in vitro caries-like lesions and natural caries lesions at crown margins. *J Prosthodont* 16:445-451.

Asaka Y, Amano S, Rikuta A, Kurokawa H, Miyazaki M, Platt JA, Moore BK (2007) Influence of thermal cycling on dentin bond strengths of single-step self-etch adhesive systems. *Oper Dent* 32:73-78.

Banerjee A, Yasseri M, Munson M (2002) A method for the detection and quantification of bacteria in human carious dentine using fluorescent in situ hybridisation. *J Dent* 30:359-363.

Baracco B, Fuentes MV, Garrido MA, González-López S, Ceballos L (2013) Effect of thermal aging on the tensile bond strength at reduced areas of seven current adhesives. *Odontology* 101:177-185.

Baygin O, Korkmaz FM, Arslan I (2012) Effects of different types of adhesive systems on the microleakage of compomer restorations in Class V cavities prepared by Er,Cr:YSGG laser in primary teeth. *Dent Mater J* 31:206-214.

Bekes K, Boeckler L, Gernhardt CR, Schaller HG (2007) Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system - 2-year results. *J Oral Rehabil* 34:855-861.

Bengtson CR, Bengtson AL, Bengtson NG, Turbino ML (2010) Do the origins of primary teeth affect the bond strength of a self-etching adhesive system to dentin?. *Braz Oral Res* 24:355-360.

Berchier CE, Slot DE, Van der Weijden GA (2010) The efficacy of 0.12% chlorhexidine mouthrinse compared with 0.2% on plaque accumulation and periodontal parameters: a systematic review. *J Clin Periodontol* 37:829-839.

Beveridge EE, Brown AC (1965) The measurement of human dental intrapulpal pressure and its response to clinical variables. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 19:655-668.

- Bischof C: Adhäsion - ein wissenschaftliches Phänomen aus der Praxis. In: Bischof C, Possart W (Hrsg): Adhäsion - Theoretische und experimentelle Grundlagen. Akademie-Verlag, Berlin, 1983a, S. 11-14.
- Bischof C: Entwicklung theoretischer Modelle zur Adhäsion - Historischer Überblick und allgemeine Grundlagen. In: Bischof C, Possart W (Hrsg): Adhäsion - Theoretische und experimentelle Grundlagen. Akademie-Verlag, Berlin, 1983b, S. 15-28.
- Bischof C: Mechanische Adhäsion. In: Bischof C, Possart W (Hrsg): Adhäsion - Theoretische und experimentelle Grundlagen. Akademie-Verlag, Berlin, 1983c, S. 29-34.
- Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ (2005) Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 75:832-835.
- Bohaty BS, Ye Q, Misra A, Sene F, Spencer P (2013) Posterior composite restoration update: focus on factors influencing form and function. *Clin Cosmet Investig Dent* 5:33-42.
- Bonesvoll P (1977) Oral pharmacology of chlorhexidine. *J Clin Periodontol* 4:49-65.
- Borges FM, de Melo MA, Lima JP, Zanin IC, Rodrigues LK (2012) Antimicrobial effect of chlorhexidine digluconate in dentin: In vitro and in situ study. *J Conserv Dent* 15:22-26.
- Brckett WW, Tay FR, Looney SW, Ito S, Haisch LD, Pashley DH (2008) The effect of subject age on the microtensile bond strengths of a resin and a resin-modified glass ionomer adhesive to tooth structure. *Oper Dent* 33:282-286.
- Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 26:e38-e49.
- Brännström M (1986) The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and the dentinal crack syndrome. *J Endod* 12:453-457.
- Brännström M, Johnson G (1974) Effects of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces: a scanning electron microscopic investigation. *J Prosthet Dent* 31:422-430.
- Brännström M, Nordenvall KJ (1977) The effect of acid etching on enamel, dentin, and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscopic investigation. *J Dent Res* 56:917-923.
- Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E (2008) Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 24:90-101.
- Buonocore MG (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34:849-853.
- Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ (1968) Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol* 13:61-70.
- Butler WT, Ritchie HH, Bronckers AL (1997) Extracellular matrix proteins of dentine. *Ciba Found Symp* 205:107-117.
- Campos EA, Correr GM, Leonardi DP, Barato-Filho F, Gonzaga CC, Zielak JC (2009) Chlorhexidine diminishes the loss of bond strength over time under simulated pulpal pressure and thermo-mechanical stressing. *J Dent* 37:108-114.
- Can-Karabulut DC, Oz FT, Karabulut B, Batmaz I, Ilk O (2009) Adhesion to primary and permanent dentin and a simple model approach. *Eur J Dent* 3:32-41.

- Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Van Meerbeek B (2011) Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J* 56 Suppl 1:31-44.
- Carrilho MR, Carvalho RM, de Goes MF, di Hipólito V, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH, Tjäderhane L (2007a) Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. *J Dent Res* 86:90-94.
- Carrilho MR, Geraldeli S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjäderhane L, Reis AF, Hebling J, Mazzoni A, Breschi L, Pashley D (2007b) In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res* 86:529-533.
- Ceballos L, Camejo DG, Victoria Fuentes M, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH (2003) Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent* 31:469-477.
- Chen Y, Wong RW, Seneviratne CJ, Hägg U, McGrath C, Samaranayake LP (2011) Comparison of the antimicrobial activity of Listerine and Corsodyl on orthodontic brackets in vitro. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 140:537-542.
- Chogle SM, Goodis HE, Kinaia BM (2012) Pulpal and periradicular response to caries: current management and regenerative options. *Dent Clin North Am* 56:521-536.
- Clarkson BH, Wefel JS, Miller I (1984) A model for producing caries-like lesions in enamel and dentin using oral bacteria in vitro. *J Dent Res* 63:1186-1189.
- Collares FM, Rodrigues SB, Leitune VC, Celeste RK, Borba de Araújo F, Samuel SM (2013) Chlorhexidine application in adhesive procedures: a meta-regression analysis. *J Adhes Dent* 15:11-18.
- Courson F, Bouter D, Ruse ND, Degrange M (2005) Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *J Oral Rehabil* 32:296-303.
- Cubukcu CE, Eden E, Pamir T (2013) Microleakage of 3 single-bottle self-etch adhesives having different solvents. *Gen Dent* 61:18-21.
- da Silva JM, Rodrigues JR, Camargo CH, Fernandes VV, Hiller KA, Schweikl H, Schmalz G (2013) Effectiveness and biological compatibility of different generations of dentin adhesives. *Clin Oral Investig*:1-7.
- Damato FA, Strang R, Stephen KW (1988) Comparison of solution- and gel-prepared enamel lesions--and in vitro pH-cycling study. *J Dent Res* 67:1122-1125.
- de Carvalho FG, de Fucio SB, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L, Puppim-Rontani RM (2008) Confocal laser scanning microscopic analysis of the depth of dentin caries-like lesions in primary and permanent teeth. *Braz Dent J* 19:139-144.
- De Menezes Oliveira MA, Torres CP, Gomes-Silva JM, Chinelatti MA, De Menezes FC, Palma-Dibb RG, Borsatto MC (2010) Microstructure and mineral composition of dental enamel of permanent and deciduous teeth. *Microsc Res Tech* 73:572-577.
- De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Peumans M, Van Meerbeek B (2012) Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res* 91:351-357.
- De Munck J, Van Landuyt 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.

- de-Melo MA, Goes Dda C, de-Moraes MD, Santiago SL, Rodrigues LK (2013) Effect of chlorhexidine on the bond strength of a self-etch adhesive system to sound and demineralized dentin. *Braz Oral Res* 27:218-224.
- Deng D, Huang X, Huang C, Yang T, Du X, Wang Y (2013) Effects of chlorhexidine on bonding durability of different adhesive systems using a novel thermocycling method. *Aust Dent J* 58:148-155.
- Dias WR, Pereira PN, Swift EJ (2004) Effect of bur type on microtensile bond strengths of self-etching systems to human dentin. *J Adhes Dent* 6:195-203.
- Duke ES, Lindemuth J (1990) Polymeric adhesion to dentin: contrasting substrates. *Am J Dent* 3:264-270.
- Eanes ED (1979) Enamel apatite: chemistry, structure and properties. *J Dent Res* 58:829-836.
- Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ (1997) Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 8:306-335.
- Ekambaram M, Yiu CK, Matinlinna JP, King NM, Tay FR (2014) Adjunctive application of chlorhexidine and ethanol-wet bonding on durability of bonds to sound and caries-affected dentine. *J Dent* 42:709-719.
- El Feninat F, Ellis TH, Sacher E, Stangel I (2001) A tapping mode AFM study of collapse and denaturation in dentinal collagen. *Dent Mater* 17:284-288.
- Elderrat AH, High AS, Kale GM (2004) In vitro analysis of 'smear layer' on human dentine using ac-impedance spectroscopy. *J Dent* 32:547-554.
- Elfrink ME, Veerkamp JS, Kalsbeek H (2006) Caries pattern in primary molars in Dutch 5-year-old children. *Eur Arch Paediatr Dent* 7:236-240.
- Eliades G, Kakaboura A, Palaghias G (1998) Acid-base reaction and fluoride release profiles in visible light-cured polyacid-modified composite restoratives (compomers). *Dent Mater* 14:57-63.
- El-Kalla IH, García-Godoy F (1998) Bond strength and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. *Int J Paediatr Dent* 8:103-114.
- Elkassas DW, Fawzi EM, El Zohairy A (2014) The effect of cavity disinfectants on the micro-shear bond strength of dentin adhesives. *Eur J Dent* 8:184-190.
- Ellepola AN, Samaranayake LP (2001) Adjunctive use of chlorhexidine in oral candidoses: a review. *Oral Dis* 7:11-17.
- Elliott JC (1997) Structure, crystal chemistry and density of enamel apatites. *Ciba Found Symp* 205:54-67.
- Erhardt MC, Lobo MM, Goulart M, Coelho-de-Souza FH, Valentino TA, Pisani-Proenca J, Conceicao EN, Pimenta LA (2014) Microtensile bond strength of etch-and-rinse and self-etch adhesives to artificially created carious dentin. *Gen Dent* 62:56-61.
- Erhardt MC, Toledano M, Osorio R, Pimenta LA (2008) Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. *Dent Mater* 24:786-798.

- Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2008) Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater* 24:978-985.
- Ersin NK, Candan U, Aykut A, Eronat C, Belli S (2009) No adverse effect to bonding following caries disinfection with chlorhexidine. *J Dent Child (Chic)* 76:20-27.
- Featherstone JD (1996) Modeling the caries-inhibitory effects of dental materials. *Dent Mater* 12:194-197.
- Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Davidson CL (1997) Effect of two etching times on the sealing ability of Clearfil Liner Bond 2 in Class V restorations. *Am J Dent* 10:66-70.
- Ferreira JM, Pinheiro SL, Sampaio FC, de Menezes VA (2012) Caries removal in primary teeth - a systematic review. *Quintessence Int* 43:9-15.
- Ferreira SQ, Costa TR, Klein-Júnior CA, Accorinte ML, Meier MM, Loguercio AD, Reis A (2011) Improvement of exposure times: effects on adhesive properties and resin-dentin bond strengths of etch-and-rinse adhesives. *J Adhes Dent* 13:235-241.
- Ferro R, Besostri A, Olivieri A (2009) Caries prevalence and tooth surface distribution in a group of 5-year-old Italian children. *Eur Arch Paediatr Dent* 10:33-37.
- Frankenberger R: Bonding an Schmelz und Dentin. In: Frankenberger R (Hrsg): *Adhäsiv-Fibel: adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg*. Spitta, Balingen, 2010, S. 41-78.
- Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR (2005) Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials* 26:2043-2052.
- Fuentes V, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM (2003) Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res A* 66:850-853.
- Gähde J: Chemische Bindungen bei Adhäsionsvorgängen. In: Bischof C, Possart W (Hrsg): *Adhäsion - Theoretische und experimentelle Grundlagen*. Akademie-Verlag, Berlin, 1983, S. 173-187.
- Gale MS, Darvell BW (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27:89-99.
- Garcia-Godoy F, Gwinnett AJ (1991) Effect of etching times and mechanical pretreatment on the enamel of primary teeth: an SEM study. *Am J Dent* 4:115-118.
- Geerts S, Bolette A, Seidel L, Guéders A (2012) An in vitro evaluation of leakage of two etch and rinse and two self-etch adhesives after thermocycling. *Int J Dent* 2012:852841.
- Giriyyappa RH, Chandra BS (2008) Comparative evaluation of self-etching primers with fourth and fifth generation dentin-bonding systems on carious and normal dentin substrates: An in vitro shear bond strength analysis. *J Conserv Dent* 11:154-158.
- Goldberg M, Kulkarni AB, Young M, Boskey A (2011) Dentin: structure, composition and mineralization. *Front Biosci (Elite Ed)* 3:711-735.
- Gomes BP, Vianna ME, Zaia AA, Almeida JF, Souza-Filho FJ, Ferraz CC (2013) Chlorhexidine in endodontics. *Braz Dent J* 24:89-102.

- Granath L, Mejåre I, Raadal M: Karies: Behandlung. In: Koch G, Modéer T, Poulsen S, Rasmussen P (Hrsg): *Kinderzahnheilkunde - ein klinisches Konzept*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1994, S. 185-219.
- Grandini R, Novelli C, Pierleoni P (1991) Dentin adhesives. An update. *Minerva Stomatol* 40:751-758.
- Griffiths BM, Watson TF, Sherriff M (1999) The influence of dentine bonding systems and their handling characteristics on the morphology and micropermeability of the dentine adhesive interface. *J Dent* 27:63-71.
- Gwinnett AJ, Matsui A (1967) A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol* 12:1615-1620.
- Hara AT, Queiroz CS, Giannini M, Cury JA, Serra MC (2004) Influence of the mineral content and morphological pattern of artificial root caries lesion on composite resin bond strength. *Eur J Oral Sci* 112:67-72.
- Hariri I, Shimada Y, Sadr A, Ichinose S, Tagami J (2012) The effects of aging on shear bond strength and nanoleakage expression of an etch-and-rinse adhesive on human enamel and dentin. *J Adhes Dent* 14:235-243.
- Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Tay FR, Oguchi H, Araki Y, Kubota M (2002a) Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *J Dent* 30:99-105.
- Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y, Oguchi H, Araki Y, Kubota M (2002b) Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res* 63:306-311.
- Hass V, Dobrovolski M, Zander-Grande C, Martins GC, Gordillo LA, Rodrigues Accorinte Mde L, Gomes OM, Loguercio AD, Reis A (2013) Correlation between degree of conversion, resin-dentin bond strength and nanoleakage of simplified etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 29:921-928.
- Hebling J, Pashley DH, Tjäderhane L, Tay FR (2005) Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *J Dent Res* 84:741-746.
- Hegde MN, Hegde P, Chandra CR (2012) Morphological evaluation of new total etching and self etching adhesive system interfaces with dentin. *J Conserv Dent* 15:151-155.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T: Mikroskopische Anatomie der Zahnhartsubstanzen. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T (Hrsg): *Einführung in die Zahnerhaltung*. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2013a, S. 3-14.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T: Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T (Hrsg): *Einführung in die Zahnerhaltung*. Deutscher Zahnärzteverlag, Köln, 2013b, S. 193-288.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T: Strukturen der Pulpa und des umgebenden Gewebes. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T (Hrsg): *Einführung in die Zahnerhaltung*. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2013c, S. 323-329.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T: Ätiologie, Histologie und Epidemiologie der Karies und anderer Zahnhartsubstanzdefekte. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T (Hrsg): *Einführung in die Zahnerhaltung*. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2013d, S. 15-78.

- Helvey GA (2011) Adhesive dentistry: the development of immediate dentin sealing/selective etching bonding technique. *Compend Contin Educ Dent* 32:24-32.
- Hiraishi N, Yiu CK, King NM, Tay FR (2009) Effect of 2% chlorhexidine on dentin microtensile bond strengths and nanoleakage of luting cements. *J Dent* 37:440-448.
- Hosoya Y, Kawada E, Ushigome T, Oda Y, Garcia-Godoy F (2006) Micro-tensile bond strength of sound and caries-affected primary tooth dentin measured with original designed jig. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 77:241-248.
- Hosoya Y, Marshall GW (2005) The nano-hardness and elastic modulus of sound deciduous canine dentin and young premolar dentin--preliminary study. *J Mater Sci Mater Med* 16:1-8.
- Hülsmann M: Anatomie und Physiologie des Pulpa-Dentin-Systems. In: Hülsmann M (Hrsg): *Checklisten der Zahnmedizin, Endodontie*. Thieme, Stuttgart, 2008, S. 19-29.
- Ikeda M, Kurokawa H, Sunada N, Tamura Y, Takimoto M, Murayama R, Ando S, Miyazaki M (2009) Influence of previous acid etching on dentin bond strength of self-etch adhesives. *J Oral Sci* 51:527-534.
- Ito S, Saito T, Tay FR, Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley DH (2005) Water content and apparent stiffness of non-caries versus caries-affected human dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 72:109-116.
- Jingarwar MM, Bajwa NK, Pathak A (2014) Minimal intervention dentistry - a new frontier in clinical dentistry. *J Clin Diagn Res* 7:4-8.
- Johnsen DC: Comparison of Primary and Permanent Teeth. In: Avery JK (ed): *Oral Development and Histology*. Williams & Wilkins, University of Michigan, 1987, pp. 180-190.
- Jones CG (1997) Chlorhexidine: is it still the gold standard?. *Periodontol* 2000 15:55-62.
- Joves GJ, Inoue G, Nakashima S, Sadr A, Nikaido T, Tagami J (2013) Mineral density, morphology and bond strength of natural versus artificial caries-affected dentin. *Dent Mater J* 32:138-143.
- Joves GJ, Inoue G, Sadr A, Nikaido T, Tagami J (2014) Nanoindentation hardness of intertubular dentin in sound, demineralized and natural caries-affected dentin. *J Mech Behav Biomed Mater* 32:39-45.
- Kallenos TN, Al-Badawi E, White GE (2005) An in vitro evaluation of microleakage in class I preparations using 5th, 6th and 7th generation composite bonding agents. *J Clin Pediatr Dent* 29:323-328.
- Kandaswamy D, Rajan KJ, Venkateshbabu N, Porkodi I (2012) Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to glass-ionomer cement using self-etching bonding agents with different pH: In vitro study. *J Conserv Dent* 15:27-31.
- Kenshima S, Francci C, Reis A, Loguercio AD, Filho LE (2006) Conditioning effect on dentin, resin tags and hybrid layer of different acidity self-etch adhesives applied to thick and thin smear layer. *J Dent* 34:775-783.
- Kim TS, Koch MJ: Merkmale des Milch- und Wechselgebisses. In: Staehle HJ, Koch MJ (Hrsg): *Kinder- und Jugendzahnheilkunde*. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 1996, S. 40-60.
- Klingberg G, Broberg AG (2007) Dental fear/anxiety and dental behaviour management problems in children and adolescents: a review of prevalence and concomitant psychological factors. *Int J Paediatr Dent* 17:391-406.

- Koch MJ, Staehle HJ: Kinder und ihre Eltern in der Betreuung durch das zahnärztliche Team. In: Koch MJ, Staehle HJ (Hrsg): Kinder- und Jugendzahnheilkunde. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 1996, S. 15-39.
- Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N (2001) Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 17:122-126.
- Krämer N, Frankenberger R (2004) Kompomere im Milchgebiss. *BZB* 1-2/2004:26-28.
- Krämer N, Frankenberger R (2007) Compomers in restorative therapy of children: a literature review. *Int J Paediatr Dent* 17:2-9.
- Krämer N, Tilch D, Lücker S, Frankenberger R (2014) Status of ten self-etch adhesives for bonding to dentin of primary teeth. *Int J Paediatr Dent* 24:192-199.
- Kugel G, Ferrari M (2000) The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 131:20-25.
- Kunawarote S, Nakajima M, Foxtron RM, Tagami J (2011) Effect of pretreatment with mildly acidic hypochlorous acid on adhesion to caries-affected dentin using a self-etch adhesive. *Eur J Oral Sci* 119:86-92.
- Lafuente D (2012) SEM analysis of hybrid layer and bonding interface after chlorhexidine use. *Oper Dent* 37:172-180.
- Lang NP, Brex MC (1986) Chlorhexidine digluconate - an agent for chemical plaque control and prevention of gingival inflammation. *J Periodontal Res* 21:74-89.
- Leaver AG, Triffitt JT, Holbrook IB (1975) Newer knowledge of non-collagenous protein in dentin and cortical bone matrix. *Clin Orthop Relat Res* 110:269-292.
- Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV (2007) Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 138:1599-1603.
- Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ: Aufbau der Zähne und der Zahnreihen. In: Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ (Hrsg): Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde. Deutscher Ärzteverlag, Köln, 2012, S. 15-74.
- Leitune VC, Portella FF, Bohn PV, Collares FM, Samuel SM (2011) Influence of chlorhexidine application on longitudinal adhesive bond strength in deciduous teeth. *Braz Oral Res* 25:388-392.
- Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J (2001) Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 80:1605-1614.
- Lenhard M, Staehle HJ: Endodontologie bei Kindern und Jugendlichen. In: Staehle HJ, Koch MJ (Hrsg): Kinder- und Jugendzahnheilkunde. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 1996, S. 229-246.
- Lenzi TL, Calvo AF, Tedesco TK, Ricci HA, Hebling J, Raggio DP (2015) Effect of method of caries induction on aged resin-dentin bond of primary teeth. *BMC Oral Health* 15:79.
- Lenzi TL, Guglielmi CD, Arana-Chavez VE, Raggio DP (2013) Tubule Density and Diameter in Coronal Dentin from Primary and Permanent Human Teeth. *Microsc Microanal* 15:1-5.

- Lenzi TL, Tedesco TK, Soares FZ, Loguercio AD, Rocha Rde O (2012) Chlorhexidine does not increase immediate bond strength of etch-and-rinse adhesive to caries-affected dentin of primary and permanent teeth. *Braz Dent J* 23:438-442.
- Linde A, Goldberg M (1993) Dentinogenesis. *Crit Rev Oral Biol Med* 4:679-728.
- Lohbauer U, Nikolaenko SA, Petschelt A, Frankenberger R (2008) Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 10:97-103.
- Lopes MB, Sinhorette MA, Gonini Júnior A, Consani S, McCabe JF (2009) Comparative study of tubular diameter and quantity for human and bovine dentin at different depths. *Braz Dent J* 20:279-283.
- Lu H, Trujillo-Lemon M, Ge J, Stansbury JW (2010) Dental resins based on dimer acid dimethacrylates: a route to high conversion with low polymerization shrinkage. *Compend Contin Educ Dent* 31:1-4.
- Luque-Martinez IV, Mena-Serrano A, Muñoz MA, Hass V, Reis A, Loguercio AD (2013) Effect of bur roughness on bond to sclerotic dentin with self-etch adhesive systems. *Oper Dent* 38:39-47.
- Lynch RJ (2013) The primary and mixed dentition, post-eruptive enamel maturation and dental caries: a review. *Int Dent J* 63 Suppl 2:3-13.
- Mahdan MH, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J (2013) Combined effect of smear layer characteristics and hydrostatic pulpal pressure on dentine bond strength of HEMA-free and HEMA-containing adhesives. *J Dent* 41:861-871.
- Malacarne-Zanon J, de Andrade E Silva SM, Wang L, de Goes MF, Martins AL, Narvaes-Romani EO, Anido-Anido A (2010) Permeability of Dental Adhesives - A SEM Assessment. *Eur J Dent* 4:429-439.
- Malhotra N, Kundabala M, Shashirashmi A (2010) Strategies to overcome polymerization shrinkage--materials and techniques. A review. *Dent Update* 37:115-125.
- Mandari GJ, Truin GJ, van't Hof MA, Frencken JE (2001) Effectiveness of three minimal intervention approaches for managing dental caries: survival of restorations after 2 years. *Caries Res* 35:90-94.
- Manhart J, Chen H, 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* 29:481-508.
- Marquezan M, Corrêa FN, Sanabe ME, Rodrigues Filho LE, Hebling J, Guedes-Pinto AC, Mendes FM (2009) Artificial methods of dentine caries induction: A hardness and morphological comparative study. *Arch Oral Biol* 54:1111-1117.
- Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M (1997) The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 25:441-458.
- Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW (2010) A review of adhesion science. *Dent Mater* 26:e11-e16.
- Mejàre I, Stenlund H, Julihn A, Larsson I, Permert L (2001) Influence of approximal caries in primary molars on caries rate for the mesial surface of the first permanent molar in Swedish children from 6 to 12 years of age. *Caries Res* 35:178-185.

- Mena-Serrano A, Garcia EJ, Loguercio AD, Reis A (2014) Effect of sonic application mode on the resin-dentin bond strength and nanoleakage of simplified self-etch adhesive. *Clin Oral Investig* 18:729-736.
- Mena-Serrano AP, Garcia EJ, Perez MM, Martins GC, Grade RH, Loguercio AD, Reis A (2013) Effect of the application time of phosphoric acid and self-etch adhesive systems to sclerotic dentin. *J Appl Oral Sci* 21:196-202.
- Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V (1998) Compomers: between glass-ionomer cements and composites. *Biomaterials* 19:529-539.
- Mitchem JC, Gronas DG (1986) Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *J Am Dent Assoc* 113:285-287.
- Mobarak EH (2011) Effect of chlorhexidine pretreatment on bond strength durability of caries-affected dentin over 2-year aging in artificial saliva and under simulated intrapulpal pressure. *Oper Dent* 36:649-660.
- Mobarak EH, El-Badrawy WH (2012) Microshear bond strength of self-etching adhesives to caries-affected dentin identified using the dye permeability test. *J Adhes Dent* 14:245-250.
- Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H (2010a) Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent* 104:92-97.
- Mobarak EH, El-Korashy DI, Pashley DH (2010b) Effect of chlorhexidine concentrations on micro-shear bond strength of self-etch adhesive to normal and caries-affected dentin. *Am J Dent* 23:217-222.
- Momoi Y, Hayashi M, Fujitani M, Fukushima M, Imazato S, Kubo S, Nikaido T, Shimizu A, Unemori M, Yamaki C (2012) Clinical guidelines for treating caries in adults following a minimal intervention policy--evidence and consensus based report. *J Dent* 40:95-105.
- Montagner AF, Sarkis-Onofre R, Pereira-Cenci T, Cenci MS (2014) MMP inhibitors on dentin stability: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res* 93:733-743.
- Moodley D, Grobler SR (2003) Compomers: adhesion and setting reactions. *SADJ* 58:21, 24-28.
- Moron BM, Comar LP, Wiegand A, Buchalla W, Yu H, Buzalaf MA, Magalhães AC (2013) Different protocols to produce artificial dentine carious lesions in vitro and in situ: hardness and mineral content correlation. *Caries Res* 47:162-170.
- Mungara J, Injeti M, Joseph E, Elangovan A, Sakthivel R, Selvaraju G (2013) Child's dental fear: cause related factors and the influence of audiovisual modeling. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 31:215-220.
- Nagakane K, Yoshida Y, Hirata I, Fukuda R, Nakayama Y, Shirai K, Ogawa T, Suzuki K, Van Meerbeek B, Okazaki M (2006) Analysis of chemical interaction of 4-MET with hydroxyapatite using XPS. *Dent Mater J* 25:645-649.
- Nakajima M, Kitasako Y, Okuda M, Foxton RM, Tagami J (2005) Elemental distributions and microtensile bond strength of the adhesive interface to normal and caries-affected dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 72:268-275.
- Ngo HC, Mount G, McIntyre J, Do L (2011) An in vitro model for the study of chemical exchange between glass ionomer restorations and partially demineralized dentin using a minimally invasive restorative technique. *J Dent* 39 Suppl 2:20-26.

- Nicholson JW (2007) Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dent Mater* 23:615-622.
- Nishitani Y, Hosaka K, Hoshika T, Yoshiyama M, Pashley DH (2013) Effects of chlorhexidine in self-etching adhesive: 24 hours results. *Dent Mater J* 32:420-424.
- Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA (1996) Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res* 75:1396-1403.
- Ozer F, Blatz MB (2013) Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 34:12-18.
- Ozer F, Sengun A, Ozturk B, Say EC, Tagami J (2005) Effect of tooth age on microtensile bond strength of two fluoride-releasing bonding agents. *J Adhes Dent* 7:289-295.
- Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F (1999) The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1:299-309.
- Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, Ito S (2004) Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res* 83:216-212.
- Pegado RE, do Amaral FL, Flório FM, Basting RT (2010) Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *Eur J Dent* 4:110-117.
- Perdigão J (2010) Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 26:e24-e37.
- Petcu A, Maxim A, Haba D (2009) Correlation between the lower first permanent molar axis and the premature loss of temporary molars. *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi* 113:1253-1257.
- Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005) Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 21:864-881.
- Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY (2007) Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater* 23:1086-1092.
- Puig Silla M, Montiel Company JM, Almerich Silla JM (2008) Use of chlorhexidine varnishes in preventing and treating periodontal disease. A review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 13:257-260.
- Radovic I, Vulicevic ZR, García-Godoy F (2006) Morphological evaluation of 2- and 1-step self-etching system interfaces with dentin. *Oper Dent* 31:710-718.
- Retief DH (1973) Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 52:333-341.
- Ricci HA, Sanabe ME, de Souza Costa CA, Pashley DH, Hebling J (2010) Chlorhexidine increases the longevity of in vivo resin-dentin bonds. *Eur J Oral Sci* 118:411-416.
- Rocha Gomes Torres C, Barcellos DC, Batista GR, Pucci CR, Antunes MJ, de La Cruz DB, Borges AB (2014) Five-year clinical performance of the dentine deproteinization technique in non-cariou cervical lesions. *J Dent* 42:816-823.
- Rocha C, Faria-E-Silva A, Peixoto A (2014) Bond strength of adhesive luting agents to caries-affected dentin. *Oper Dent* 39:383-388.
- Rose EE, Lal J, Williams NB, Falcetti JP (1955) The screening of materials for adhesion to human tooth structure. *J Dent Res* 34:577-588.

- Sacramento PA, de Castilho AR, Banzi EC, Puppi-Rontani RM (2012) Influence of cavity disinfectant and adhesive systems on the bonding procedure in demineralized dentin - a one-year in vitro evaluation. *J Adhes Dent* 14:575-583.
- Sarr M, Kane AW, Vreven J, Mine A, Van Landuyt KL, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B, De Munck J (2010) Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Oper Dent* 35:94-104.
- Sauro S, Osorio R, Watson TF, Toledano M (2012) Assessment of the quality of resin-dentin bonded interfaces: an AFM nano-indentation, μ TBS and confocal ultramorphology study. *Dent Mater* 28:622-631.
- Say EC, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Ozer F, Tagami J (2005) Bonding to sound vs caries-affected dentin using photo- and dual-cure adhesives. *Oper Dent* 30:90-98.
- Scheffel DL, Ricci HA, de Souza Costa CA, Pashley DH, Hebling J (2013) Effect of reducing acid etching time on bond strength to noncarious and caries-affected primary and permanent dentin. *Pediatr Dent* 35:199-204.
- Schepers H, Schmuth GP F (1978) Wie lange soll ein Milchzahn erhalten werden?. *Zahnarztl Mitt* 68:1349-1350.
- Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV (2010) Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 26:e78-e93.
- Schumacher GH, Gente M: Spezielle Anatomie der Milchzähne. In: Schumacher GH (Hrsg): *Odontographie: Anatomie der Zähne und des Gebisses*. Hüthig, Heidelberg, 1995, S. 101-117.
- Semeraro S, Mezzanzanica D, Spreafico D, Gagliani M, Re D, Tanaka T, Sidhu SK, Sano H (2006) Effect of different bur grinding on the bond strength of self-etching adhesives. *Oper Dent* 31:317-323.
- Shafiei F, Alikhani A, Alavi AA (2013) Effect of chlorhexidine on bonding durability of two self-etching adhesives with and without antibacterial agent to dentin. *Dent Res J (Isfahan)* 10:795-801.
- Sharma V, Rampal P, Kumar S (2011) Shear bond strength of composite resin to dentin after application of cavity disinfectants - SEM study. *Contemp Clin Dent* 2:155-159.
- Sidhu SK, Carrick TE, McCabe JF (2004) Temperature mediated coefficient of dimensional change of dental tooth-colored restorative materials. *Dent Mater* 20:435-440.
- Silva e Souza MH, Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza PA, de Góes MF (2010) Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 18:207-214.
- Silverstone LM (1968) The surface zone in caries and in caries-like lesions produced in vitro. *Br Dent J* 125:145-157.
- Simonsen RJ (2011) From prevention to therapy: minimal intervention with sealants and resin restorative materials. *J Dent* 39 Suppl 2:27-33.
- Simon T, Nwabueze I, Oueis H, Stenger J (2012) Space maintenance in the primary and mixed dentitions. *J Mich Dent Assoc* 94:38-40.
- Skeie MS, Raadal M, Strand GV, Espelid I (2006) The relationship between caries in the primary dentition at 5 years of age and permanent dentition at 10 years of age - a longitudinal study. *Int J Paediatr Dent* 16:152-160.

- Smith DL, Schoonover IC (1953) Direct filling resins: dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption. *J Am Dent Assoc* 46:540-544.
- Spencer P, Wang Y, Walker MP, Swafford JR (2001) Molecular structure of acid-etched dentin smear layers--in situ study. *J Dent Res* 80:1802-1807.
- Staeble HJ, Kramb A, Gehlen I: Restaurative Zahnheilkunde bei Kindern und Jugendlichen. In: Staeble HJ, Koch MJ (Hrsg): *Kinder- und Jugendzahnheilkunde*. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 1996, S. 187-228.
- Staninec M, Kawakami M (1993) Adhesion and microleakage tests of a new dentin bonding system. *Dent Mater* 9:204-208.
- Stanislawczuk R, Pereira F, Muñoz MA, Luque I, Farago PV, Reis A, Loguercio AD (2014) Effects of chlorhexidine-containing adhesives on the durability of resin-dentine interfaces. *J Dent* 42:39-47.
- Subramaniam P, Babu KI G, Nagarathna J (2012) Interdental spacing and dental caries in the primary dentition of 4-6 year old children. *J Dent (Tehran)*:207-214.
- Susin AH, Alves LS, Melo GP, Lenzi TL (2008) Comparative scanning electron microscopic study of the effect of different dental conditioners on dentin micromorphology. *J Appl Oral Sci* 16:100-105.
- Tagami J, Tao L, Pashley DH, Hosoda H, Sano H (1991) Effects of high-speed cutting on dentin permeability and bonding. *Dent Mater* 7:234-239.
- Taniguchi G, Nakajima M, Hosaka K, Iwamoto N, Ikeda M, Foxton RM, Tagami J (2009) Improving the effect of NaOCl pretreatment on bonding to caries-affected dentin using self-etch adhesives. *J Dent* 37:769-775.
- Targino AG, Flores MA, dos Santos Junior VE, de Godoy Bené Bezerra F, de Luna Freire H, Galembeck A, Rosenblatt A (2014) An innovative approach to treating dental decay in children. A new anti-caries agent. *J Mater Sci Mater Med* 25:2041-2047.
- Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM, Lai CN (2004) Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 32:611-621.
- Tay FR, Pashley DH (2001) Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 17:296-308.
- Ten Cate AR: Structure of the Oral Tissues. In: Ten Cate AR (ed): *Oral Histology: Development, Structure, and Function*. Mosby, St. Louis, 1994a, pp. 45-57.
- Ten Cate AR: Dentinogenesis. In: Ten Cate AR (ed): *Oral histology: Development, Structure, and Function*. Mosby, St. Louis, 1994b, pp. 147-168.
- Thompson V, Craig RG, Curro FA, Green WS, Ship JA (2008) Treatment of deep carious lesions by complete excavation or partial removal: a critical review. *J Am Dent Assoc* 139:705-712.
- Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol IL, Geraldini S, Tezvergil-Mutluay A, Carrilho M, Carvalho RM, Tay FR, Pashley DH (2013a) Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. *Dent Mater* 29:116-135.

- Tjäderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol IL, Geraldeli S, Tezvergil-Mutluay A, Carrilho M, Carvalho RM, Tay FR, Pashley DH (2013b) Strategies to prevent hydrolytic degradation of the hybrid layer-A review. *Dent Mater* 29:999-1011.
- Trachtenberg F, Maserejian NN, Soncini JA, Hayes C, Tavares M (2009) Does fluoride in compomers prevent future caries in children?. *J Dent Res* 88:276-279.
- Tuculină MJ, Răescu M, Dascălu IT, Popescu M, Andreescu CF, Dăguci C, Cumpătă CN, Nimigean VR, Baniță IM (2013) Indirect pulp capping in young patients: immunohistological study of pulp-dentin complex. *Rom J Morphol Embryol* 54:1081-1086.
- Tuncer D, Yazici AR, Özgünaltay G, Dayangac B (2013) Clinical evaluation of different adhesives used in the restoration of non-cariou cervical lesions: 24-month results. *Aust Dent J* 58:94-100.
- Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK, Kerrigan JE (2007) Evaluation of intermolecular interactions of self-etch dentin adhesive primer molecules with type 1 collagen: computer modeling and in vitro binding analysis. *Acta Biomate* 3:705-714.
- Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J (2009) Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 88:558-578.
- Van Landuyt 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, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28:215-235.
- Van Meerbeek B, Inokoshi S, Bream M, Lambrecht P, Vanherle G (1992) Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71:1530-1540.
- Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G (1998) The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26:1-20.
- Van Strydonck DA, Slot DE, Van der Velden U, Van der Weijden F (2012) Effect of a chlorhexidine mouthrinse on plaque, gingival inflammation and staining in gingivitis patients: a systematic review. *J Clin Periodontol* 39:1042-1055.
- Vandenbulecke JD, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM (2010) Comparison of curing depth of a colored polyacid-modified composite resin with different light-curing units. *Quintessence Int* 41:787-794.
- Vanderas AP, Kavvadia K, Papagiannoulis L (2004) Development of caries in permanent first molars adjacent to primary second molars with interproximal caries: four-year prospective radiographic study. *Pediatr Dent* 26:362-368.
- Vanderas AP, Manetas C, Koulatzidou M, Papagiannoulis L (2003) Progression of proximal caries in the mixed dentition: a 4-year prospective study. *Pediatr Dent* 25:229-234.
- Varoni E, Tarce M, Lodi G, Carrassi A (2012) Chlorhexidine (CHX) in dentistry: state of the art. *Minerva Stomatol* 61:399-419.

- Vashisth P, Mittal M, Goswami M, Chaudhary S, Dwivedi S (2014) Bond strength and interfacial morphology of different dentin adhesives in primary teeth. *J Dent (Tehran)* 11:179-187.
- Wang Y, Spencer P (2002) Analysis of acid-treated dentin smear debris and smear layers using confocal Raman microspectroscopy. *J Biomed Mater Res* 60:300-308.
- Wang Y, Spencer P, Walker MP (2007) Chemical profile of adhesive/caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy. *J Biomed Mater Res A* 81:279-286.
- Weber T: Knochen und Zahnhartgewebe: Kurzübersicht. In: Weber T (Hrsg): *Memorix Zahnmedizin*. Thieme, Stuttgart, 2010a, S. 23.
- Weber T: Milchzahn-anatomie. In: Weber T (Hrsg): *Memorix Zahnmedizin*. Thieme, Stuttgart, 2010b, S. 141.
- Weber T: Zahnärztliche Betreuung von Kindern. In: Weber T (Hrsg): *Memorix Zahnmedizin*. Thieme, Stuttgart, 2010c, S. 127-128.
- Wei S, Sadr A, Shimada Y, Tagami J (2008) Effect of caries-affected dentin hardness on the shear bond strength of current adhesives. *J Adhes Dent* 10:431-440.
- Wiegand A, Buchalla W, Attin T (2007) Review on fluoride-releasing restorative materials-- fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater* 23:343-362.
- Xie C, Han Y, Zhao X, Wang Z, He HM (2010) Microtensile bond strength of one- and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. *Oper Dent* 35:547-555.
- Yaseen SM, Subba Reddy VV (2009) Comparative evaluation of shear bond strength of two self-etching adhesives (sixth and seventh generation) on dentin of primary and permanent teeth: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 27:33-38.
- Yazici AR, Karaman E, Ertan A, Ozgunaltay G, Dayangac B (2009) Effect of different pretreatment methods on dentin bond strength of a one-step self-etch adhesive. *J Contemp Dent Pract* 10:41-48.
- Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B (2004) Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 83:454-458.
- Yousry MM, ElNaga AA, Hafez RM, El-Badrawy W (2011) Microshear bond strength and interfacial morphology of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems to superficial and deep dentin. *Quintessence Int* 42:e96-e106.
- Yun X, Li W, Ling C, Fok A (2013) Effect of artificial aging on the bond durability of fissure sealants. *J Adhes Dent* 15:251-258.
- Zhang SC, Kern M (2009) The role of host-derived dentinal matrix metalloproteinases in reducing dentin bonding of resin adhesives. *Int J Oral Sci* 1:163-176.
- Zhang YB, Li Y, Yao K, Liang GB (2010) Effect of concentration of chlorhexidine on bonding durability of dentine and resin. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 45:94-97.
- Zheng P, Zaruba M, Attin T, Wiegand A (2015) Effect of different matrix metalloproteinase inhibitors on microtensile bond strength of an etch-and-rinse and a self-etching adhesive to dentin. *Oper Dent* 40:80-86.

Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A (2010) Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. Schweiz Monatsschr Zahnmed 120:972-986.

8. Thesen

1. Der Einsatz der adhäsiven Füllungstherapie hat sich in der modernen Kinderzahnheilkunde etabliert.
2. Die Anwendung selbstkonditionierender Ein-Schritt-Adhäsive vereinfacht den technischen Ablauf des Applikationsprotokolls bei der adhäsiven Füllungstherapie.
3. Milchzahndentin weist im Vergleich zum Dentin bleibender Zähne mikromorphologische Unterschiede auf, die den adhäsiven Verbund beeinflussen.
4. Die Reaktion der Pulpa-Dentin-Einheit auf pathogene Prozesse zieht eine Strukturveränderung des gesunden Dentins unterhalb kariöser Läsionen nach sich. Dies hat Einfluss auf den Haftverbund zu jenem mindermineralisierten Substrat.
5. Chlorhexidin als Kavitätendesinfektionsmittel dient der Keimzahlreduktion zur Prävention von Sekundär- und Residualkaries und steht im Verdacht, die alterungsbedingte Degradation des adhäsiven Verbundes durch die inhibitorische Wirkung auf kollagenolytische Enzyme zu vermindern.
6. Ziel der vorliegenden In-vitro-Untersuchung war es, den Einfluss von 0,2%igem Chlorhexamed[®] auf die Scherfestigkeit des Self-Etch-Adhäsivs Futurabond[®] NR auf gesundem und demineralisiertem Dentin vor und nach künstlicher Alterung zu untersuchen. Als Kontrollgruppe diente das Etch-and-Rinse-Adhäsiv Prime&Bond[®] NT.
7. Das in einem Schritt applizierbare Self-Etch-Adhäsiv Futurabond[®] NR erreichte auf gesundem Milchzahndentin mit $17,06 \pm 1,71$ MPa den höchsten Mittelwert und somit signifikant größere Scherfestigkeitswerte als das Etch-and-Rinse-System Prime&Bond[®] NT mit $13,95 \pm 1,91$ MPa ($p = 0,004$; Tukey's Test).
8. An demineralisiertem Dentin wurde eine Reduktion der Scherfestigkeit von Futurabond[®] NR um 63,89 % auf $6,16 \pm 1,27$ MPa ($p < 0,001$; Tukey's Test) ermittelt. Experimentell erzeugtes kariös beeinflusstes Dentin senkte demnach signifikant die Qualität des Haftverbundes bei dem getesteten Self-Etch-Adhäsiv.

9. Die künstliche Alterung durch Thermocycling zeigte mit $2,38 \pm 0,75$ MPa signifikant verminderte Scherfestigkeiten beim Verbund von Futurabond[®] NR zu demineralisiertem Dentin ($p < 0,001$; Tukey's Test). An gesundem Dentin konnte hingegen keine signifikante Reduktion der Messwerte nachgewiesen werden ($p > 0,05$; Tukey's Test).

10. Chlorhexidin hatte auf gesundem und demineralisiertem Dentin bei der Verwendung von Futurabond[®] NR keinen signifikanten Einfluss auf die Scherfestigkeiten des adhäsiven Verbundes vor und nach künstlicher Alterung ($p > 0,05$; Tukey's Test).

Selbstständigkeitserklärung

Ich, Benjamin Bergmann, geboren am 01.10.1988, erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertation selbstständig, ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe.

Magdeburg, August 2016

Benjamin Bergmann

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Weiterhin erkläre ich, dass ich bisher keine Promotionsversuche unternommen habe. Die vorliegende Dissertation wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Magdeburg, August 2016

Benjamin Bergmann

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Benjamin Bergmann
Geburtsdatum: 01.10.1988
Geburtsort: Stendal
Eltern: Christine Bergmann, geb. Schulz
Ulrich Bergmann
Staatsangehörigkeit: deutsch
Anschrift: Schleinufer 23, 39104 Magdeburg
E-Mail: b.berg.mann@t-online.de

Schulbildung

1995 - 1999 Grundschule Nord, Stendal
1999 - 2001 Sekundarschule „Adolf-Diesterweg“, Stendal
2001 - 2007 Rudolf-Hildebrand-Gymnasium, Stendal
Juni 2007 Allgemeine Hochschulreife

Hochschulbildung

2007 - 2012 Studium der Zahnmedizin an der
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
September 2008 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
März 2010 Zahnärztliche Vorprüfung
November 2012 Zahnärztliche Prüfung
Januar 2013 Approbation als Zahnarzt

Beruflicher Werdegang

Mai 2013 - Mai 2015 Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis Dipl. Stom. Jörg
Borchart, Lutherstadt Wittenberg
Mai 2015 - November 2015 Angestellter Zahnarzt in der Zahnarztpraxis Dipl. Stom. Jörg
Borchart, Lutherstadt Wittenberg
seit Dezember 2015 Angestellter Zahnarzt in der Zahnarztpraxis Dr. med. dent.
Henrik Wagler, Magdeburg

Magdeburg, August 2016

Benjamin Bergmann

Danksagung

Allen voran danke ich Frau Univ.-Prof. Dr. med. dent. Katrin Bekes für die Überlassung des Themas und die ausnahmslos gute Betreuung bei der Anfertigung der Dissertation. Von der Themenfindung bis zur Ausarbeitung der endgültigen Arbeit stand sie mir immer konstruktiv und motivierend zur Seite.

Auch danke ich Herrn Univ.-Prof. Dr. med. dent. Hans-Günter Schaller für die Unterstützung und Zulassung der Promotion an seiner Klinik.

Ebenfalls bin ich Frau Dr. med. dent. Karolin Brandt zu großem Dank verpflichtet für ihre gute Beratung bei den experimentellen Untersuchungen und ihre konstruktive Korrektur während des Schreibprozesses.

Großer Dank gilt auch den Mitarbeitern der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie, insbesondere der Sektion Präventive Zahnheilkunde und Kinderzahnheilkunde, für ihre große Hilfsbereitschaft und die Bereitstellung der Versuchsmaterialien und Räumlichkeiten bezüglich dieser Arbeit.

Zudem möchte ich mich bei Sandro Strößner für die konstruktive Zusammenarbeit und Motivation im Labor bedanken.

Außerdem gebührt ein besonderer Dank meiner Familie und meinen Freunden für ihre tatkräftige Hilfe und moralische Unterstützung. Im Speziellen danke ich Caro, die mir mit ihrer Motivation über so manche Schreibblockade hinweggeholfen hat.