

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnerhaltungskunde und
Parodontologie des Universitätsklinikums Halle (Saale)
Department für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. Hans-Günter Schaller)

**Einfluss der Applikationstechnik eines Self-Etch-Adhäsivs
auf die Scherfestigkeit an Milchzahndentin
- Eine In-vitro-Studie -**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Sandro Ströbner

geboren am 17.10.1987 in Weißenfels

Betreuerin: Prof. Dr. Katrin Bekes (Wien)
Gutachterin/Gutachter: 1. Prof. Dr. Katrin Bekes (Wien)
2. Prof. Dr. Christian Hirsch (Leipzig)
3. PD Dr. Dr. Konstanze Scheller

02.05.2017

09.10.2017

REFERAT

Trotz der großen Bedeutung der Frühbehandlung von kariösen Läsionen für die Mundgesundheit von Kindern ist der Wert von durchschnittlich 54,9 % kariesfreien 6-7-Jährigen in Deutschland immer noch weit vom Zielwert für das Jahr 2020 entfernt (Oesterreich et Ziller, 2005; Pieper, 2009). Im Hinblick auf die Milchmolaren gelten Kompomere, insbesondere für Klasse-II-Kavitäten, heute als optimales Füllungsmaterial (Splieth et Santamaria, 2014). Die Haftung des Füllungsmaterials am Dentin wird über Adhäsivsysteme hergestellt. Mögliche Vorteile der Self-Etch-Adhäsive für die Kinderzahnheilkunde liegen in der anwenderfreundlichen Handhabung und kurzen Behandlungszeit. Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es, den Einfluss der Applikationstechnik eines Self-Etch-Adhäsivs auf die Scherfestigkeit an Milchzahndentin vor und nach künstlicher Alterung zu untersuchen. Getestet wurde das Adhäsiv Futurabond M (Voco GmbH, Cuxhaven, D). Prime & Bond[®] NT diente als Kontrolle. Als Füllungsmaterialien kamen Glasiosite (Voco GmbH, Cuxhaven, D) und Dyract (Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, D) zum Einsatz. Für die Studie wurden 120 Proben aus frisch extrahierten, menschlichen Milchmolaren verwendet. Die Dentinproben wurden standardisiert präpariert und die Adhäsive und Kompomere randomisiert auf folgende Versuchsgruppen aufgeteilt: PB oT: Prime & Bond[®] NT, PB mT: Prime & Bond[®] NT + Thermocycling, FM K oT: Futurabond M ohne Thermocycling, FM K mT: Futurabond M + Thermocycling, FM 2-1 oT: Futurabond M - zweimalige Applikation, FM 2-1 mT: Futurabond M - zweimalige Applikation + Thermocycling, FM 2-2 oT: Futurabond M - zweimalige Applikation - zweifache Lichthärtung, FM 2-2 mT: Futurabond M - zweimalige Applikation - zweifache Lichthärtung + Thermocycling, FM A oT: Futurabond M - zusätzliche Phosphorsäureätzung, FM A mT: Futurabond M - zusätzliche Phosphorsäureätzung + Thermocycling. Zum Thermocycling der Proben wurde ein Thermocycler für 10000 Zyklen zwischen 5 °C und 55 °C verwendet. Mit Hilfe der Universalprüfmaschine Z005 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D) wurde anschließend die Scherfestigkeit ermittelt. Die Versuchsgruppe PB oT wies eine mittlere Scherfestigkeit von 13,89 MPa ± 2,52 MPa auf. In der Futurabond M-Versuchsgruppe lag der Durchschnitt bei 12,87 MPa ± 1,72 MPa. PB oT wies eine signifikant höhere Scherfestigkeit (13,89 MPa) als die Versuchsgruppe FM 2-2 mT (9,28 MPa) auf ($p < 0,05$, Tukey's Test). Die Modifikationen der Applikationstechnik von Futurbond M führten nicht zu einer signifikanten Steigerung der Scherfestigkeitswerte ($p > 0,05$, Tukey's Test). Weiterhin konnte festgestellt werden, dass Thermocycling keine signifikante Reduktion der Scherfestigkeitswerte bewirkt ($p > 0,05$, Tukey's Test). Weitergehende Studien mit dem Hauptaugenmerk auf die klinische Umsetzung der Applikationstechniken am Patienten erscheinen folglich sinnvoll.

Strößner, Sandro: Einfluss der Applikationstechnik eines Self-Etch-Adhäsivs auf die Scherfestigkeit an Milchzahndentin. Halle (Saale), Univ., Med. Fak. Diss.; 61 Seiten, 2017

INHALTSVERZEICHNIS

		SEITE
	INHALTSVERZEICHNIS	I
	VERZEICHNIS DER ABKÜRZUNGEN UND SYMBOLE	IV
1	EINLEITUNG	1
1.1	Aufbau und strukturelle Besonderheiten von Milchzähnen im Vergleich zu permanenten Zähnen	2
1.2	Dentin	4
1.3	Adhäsive	5
1.3.1	Adhäsion am Dentin	6
1.3.2	Zusammensetzung der Adhäsive	8
1.3.3	Einteilung der Adhäsive nach der Verarbeitung	8
1.3.4	Füllungsmaterialien im Milchgebiss - Kompomere	11
1.3.5	Schwierigkeiten der Übertragbarkeit der Anwendung von Adhäsivsystemen bei bleibenden Zähnen auf Milchzähne	12
2	ZIELSTELLUNG	14
3	MATERIAL UND METHODIK	15
3.1	Material	15
3.1.1	Milchzahnproben	15
3.1.2	Dentinhftvermittlersysteme	15
3.1.3	Kompomere	16
3.1.4	Zusätzliche Chemikalien und Kunststoffe	17
3.1.5	Instrumente und Geräte	18
3.1.6	Software	18
3.2	Planung des Versuches	19
3.3	Methodik	19
3.3.1	Herstellung der Milchzahnproben	19

II

3.3.2	Übersicht der Versuchsgruppen	20
3.3.3	Applikation der Dentinhaftvermittler und Kompomere	20
3.3.4	Versuchsanordnung	26
3.3.5	Versuchsdurchführung	27
3.3.6	Statistik	27
4	ERGEBNISSE	29
4.1	Quantitative Analyse	29
4.1.1	Versuchsgruppe 1: PB oT	31
4.1.2	Versuchsgruppe 2: PB mT	31
4.1.3	Versuchsgruppe 3: FM K oT	32
4.1.4	Versuchsgruppe 4: FM K mT	32
4.1.5	Versuchsgruppe 5: FM 2-1 oT	32
4.1.6	Versuchsgruppe 6: FM 2-1 mT	33
4.1.7	Versuchsgruppe 7: FM 2-2 oT	33
4.1.8	Versuchsgruppe 8: FM 2-2 mT	33
4.1.9	Versuchsgruppe 9: FM A oT	34
4.1.10	Versuchsgruppe 10: FM A mT	34
4.2	Statistische Auswertung	34
5	DISKUSSION	36
5.1	Versuchsaufbau	36
5.2	Versuchsmaterialien und Durchführung	36
5.2.1	Milchzahnproben	38
5.2.2	Dentinhaftvermittlersysteme	38
5.2.3	Versuchsdurchführung	39
5.3	Ergebnisse	41
5.4	Schlussfolgerungen und Perspektiven	45
6	ZUSAMMENFASSUNG	47
7	LITERATURVERZEICHNIS	49

III

8	THESEN	61
9	SELBSTSTÄNDIGKEITSERKLÄRUNG	VI
10	ERKLÄRUNG ÜBER FRÜHERE PROMOTIONSVERSUCHE	VI
11	LEBENS LAUF	VII
12	DANKSAGUNG	VIII

IV

VERZEICHNIS DER ABKÜRZUNGEN UND SYMBOLE

°C	Grad Celsius
4-META	4-Methacryloyloxyethyl-trimellitat-anhydrid
Abb.	Abbildung
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
cm	Zentimeter
D	Bundesrepublik Deutschland
dt.	deutsch
et al.	et alii (lat.), und andere (dt.)
GDMA	Glycerindimethacrylat
GMA	Glycerinmethacrylat
Gew.-%	Gewichtsprozent
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
Hg	Quecksilber
H ₃ PO ₄	Phosphorsäure
lat.	lateinisch
µm	Mikrometer
min	Minute(n)
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mmHg	Millimeter-Quecksilbersäule
mm ²	Quadratmillimeter
mm/min	Millimeter pro Minute
MPa	Megapascal
mW	Milliwatt (1 Watt = 1 Joule pro Sekunde)
N	Newton
N/mm ²	Newton pro Quadratmillimeter
NaCl	Natriumchlorid
NPG-GMA	N-Phenylglycinglycidylmethacrylat
PEG-DMA	Polyethylglycoldimethacrylat
PENTA	Dipentaerytritolpentacrylat-Phosphorsäure
PMMA	Polymethylmethacrylat
s	Sekunde
Tab.	Tabelle

V

TEG-DMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
UV	Ultraviolettstrahlung
U/min	Umdrehungen pro Minute

1 EINLEITUNG

Die konservierende Restauration von Milchzähnen ist ein grundlegendes Element der Kinderzahnheilkunde (Eshghi et al., 2011). Ein hohes Maß an Gesundheitsbewusstsein und das Bild des Schönheitsideales in der Bevölkerung haben zu einer stetigen Neuentwicklung ästhetisch anspruchsvoller Restaurationsmethoden und Füllungsmaterialien auch in der Kinderzahnheilkunde geführt (Rai et al., 2013).

Adhäsiv zu befestigende Komposmere gehören zu den zahnfarbenen Füllungsmaterialien im Milchgebiss, deren Indikationsbereich sowohl Front- als auch Seitenzahnfüllungen in der primären Dentition einschließt (Demir et al., 2013).

Zur Herstellung suffizienter, adhäsiver Restaurationen bedarf es jedoch auch Adhäsivsystemen, die auf die strukturellen Besonderheiten der Zähne genau abgestimmt sind (Lussi, 2010). Milchzähne unterscheiden sich in diesem Zusammenhang von bleibenden Zähnen in mehrfacher Hinsicht. Untersucht man die Adhäsion von Schmelz- bzw. Dentinhaftvermittlersystemen, wird ersichtlich, dass eine Übertragung von den bleibenden Zähnen auf das Milchgebiss aufgrund der großen Unterschiede in der Morphologie und Histologie der Zahnhartsubstanzen nur eingeschränkt möglich ist (Krämer et Frankenberger, 2009).

Das Bestreben, das Dentin als zuverlässiges Adhäsionsareal zu nutzen, erweist sich als besonders schwierig (Perdigão et Frankenberger, 2001). Um optimale Voraussetzungen für die Interaktion der Kollagenfasern des Dentins mit den Adhäsiven zu schaffen, haben sich die Säurekonditionierung und die Anwendung sogenannter Dentinhaftvermittlersysteme etabliert.

Stand noch vor etwa einem Jahrzehnt die Optimierung der Dentinhaftung im Mittelpunkt der wissenschaftlichen Arbeit, stehen heute die Vereinfachung der Anwendung und die Reduktion der Applikationsdauer im Vordergrund (Armstrong et al., 2003). Besonders in der Kinderzahnheilkunde ergibt sich für den Zahnarzt die Schwierigkeit, ein den erschwerten Behandlungsbedingungen angemessenes Bondingsystem auszuwählen. So bieten die modernen Self-Etch-Adhäsive eine Alternative im Vergleich zu den an den permanenten Zähnen bewährten und klinisch erprobten Bondingsystemen (Mithiborwala et al., 2012).

Das Hauptziel der vorliegenden Studie besteht in der Untersuchung, inwiefern die Applikationstechnik eines Self-Etch-Adhäsivs die Scherfestigkeit an Milchzahndentin beeinflusst. Das Bondingsystem Futurabond M wurde dafür im Vergleich zu Prime & Bond[®] NT vor und nach künstlicher Alterung bezüglich seiner Scherfestigkeit an Milchzahndentin verglichen und bewertet.

1.1 Aufbau und strukturelle Besonderheiten von Milchzähnen im Vergleich zu permanenten Zähnen

Ein wesentlicher Bestandteil der Kinderzahnheilkunde ist die Restauration geschädigter Milchzähne, um deren Funktion und Ästhetik wiederherzustellen (Eshghi et al., 2011). Zur Durchführung suffizienter, adhäsiver Restaurationen, müssen die verwendeten Adhäsivsysteme auf die strukturellen Besonderheiten der Zähne abgestimmt sein. Milchzähne unterscheiden sich dahin gehend von bleibenden Zähnen in mehrfacher Hinsicht. In diesem Zusammenhang ist ein Vergleich der Morphologie und Histologie von Milchzähnen (*Dentes decidui* oder *Dentes lactales*) und bleibenden Zähnen (*Dentes permanentes*) besonders wichtig.

Im Unterschied zu den 20 Milchzähnen der primären Dentition entwickeln sich bei der permanenten Dentition 20 anteriore Ersatzzähne, welche an Stelle der Milchzähne durchbrechen, und die bis zu 12 posterior des Milchgebisses entstehenden Zuwachszähne (Nelson, 2010). Milchzähne und bleibende Zähne unterscheiden sich auch hinsichtlich Größe und Form. Die Kronen der Milchzähne sind in allen Dimensionen kleiner als die bleibender Zähne (Chiego, 2014). Die Milchmolaren weisen gegenüber den nachfolgenden Prämolaren einen größeren Mesio-Distal-Index auf (Scheid, 2012).

Milchzähne weisen Gemeinsamkeiten mit bleibenden Zähnen bezüglich der Zahnform auf. Milchinzisiven verfügen wie die permanenten Inzisiven über Schneidekanten und nur eine Wurzel. Auch die Eckzähne im Milchgebiss haben wie die bleibenden Eckzähne eine Höckerspitze und eine Wurzel. Die zweiten Milchmolaren ähneln in ihrer Form den ersten bleibenden Molaren (Fehrenbach et Popowics, 2015). Im Gegensatz dazu stellen die ersten Milchmolaren eine Zwischenform der typischen Prämolaren- und Molarenkrone dar (Lehmann et al., 2012). Neben des größeren Mesio-Distal-Indexes haben Milchzähne gegenüber bleibenden Zähnen weniger stark abgerundete Approximalflächen, wodurch sich die Kontaktflächen nicht als Punkte, sondern als Flächen darstellen. Des Weiteren unterscheiden sich die bleibenden Zähne von den Milchzähnen durch steilere Höckerabhänge. Die Wurzeln von Milchzähnen divergieren stärker als bei bleibenden Zähnen. Außerdem haben Milchzahnwurzeln dünnere Wände, sind stärker gebogen und die Wurzelpulpa weist einen ovalen Querschnitt auf. Die Kalzifikation der Milchzahnpulpa durch die Bildung von Sekundärdentin ist bei Milchzähnen weniger stark ausgeprägt (Nelson, 2010).

Der Prozess der Zahnentwicklung von Milchzähnen und bleibenden Zähnen verläuft weitestgehend gleich (Lüllmann-Rauch, 2011). Die Entwicklungszeit der primären Dentition beträgt 3 Jahre (Koch et Poulsen, 2013). Die Mineralisation von Milchzahnkronen beginnt schon in utero im vierten bis sechsten Fetalmonat, wohingegen bei bleibenden Zähnen die Mineralisation der Kronen während, beziehungsweise nach der Geburt beginnt (Van Waes et al.,

2001). Dadurch wirken sich pränatale Störungen der Mineralisation besonders auf Milchzähne und postnatale Störungen auf bleibende Zähne aus. Die Funktionszeit von Milchzähnen beträgt achteinhalb Jahre und lässt sich in die Zeit des Kronen- und Wurzelwachstums, der Wurzelreifung sowie der Wurzelresorption und Exfoliation unterteilen. Die bleibenden Zähne hingegen entwickeln sich in zwölf Jahren und können eine sieben- bis acht-fach längere Funktionszeit haben (Avery, 2011).

Milchzähne und bleibende Zähne weisen eine gleichartige Schmelzstruktur auf, wobei sich die kristalline Organisation des prismenlosen Oberflächenschmelzes zwischen Milchzähnen und permanenten Zähnen unterscheidet (Zimmerman et al., 2013). In permanenten Zähnen beinhaltet der prismenlose Schmelz zwei verschiedene Strata. Ein Stratum erscheint als kontinuierliches Band, wie bei Milchzähnen. Der zweite Typ von prismenlosem Schmelz bei permanenten Zähnen stellt sich schuppenförmig angeordnet dar (Zimmerman et al., 2013). Eine Studie aus dem Jahr 2010 verdeutlicht die geringe Dicke der Zahnhartsubstanzen der Milchzähne (Mahoney, 2010). Die durchschnittlichen Werte betragen 0,42 – 0,44 mm für Schmelz und 1,65 – 1,66 mm für Dentin im ersten Milchmolaren und 0,62 – 0,63 mm sowie 2,13 – 2,19 mm für Schmelz und Dentin im zweiten Milchmolaren (Mahoney, 2010). Allein der Schmelz ist bei ersten bleibenden Molaren mit 0,97–1,10 mm fast doppelt so dick wie in den Milchmolaren (Mahoney, 2010). Es zeigen sich weitere morphologische Unterschiede im gebildeten Schmelz. So ist der Schmelz der Milchzähne weniger pigmentiert und dadurch weißer als der Schmelz der permanenten Zähne (Chiego, 2014). In der chemischen Zusammensetzung des Schmelzes gleichen die Milchzähne den bleibenden Zähnen bezüglich der Mineralien wie Kalzium, Phosphor und Fluorid (Naujoks et al., 1967). Der absolute Mineralgehalt der Milchzähne ist jedoch geringer (Krämer et Frankenberger, 2009). Die gebildeten Schmelzprismen steigen im zervikalen Bereich der Milchzähne von der Schmelz-Dentin-Grenze kaufflächenwärts an und haben einen um ca. 2 µm verringerten Durchmesser (Mortimer, 1970). Die äußeren 30 - 100 µm der Schmelzschicht sind durch ihren aprismatischen Aufbau gekennzeichnet (Krämer et Frankenberger, 2009). Die Zähne der primären Dentition weisen in ihrer Morphologie gegenüber bleibenden Zähnen eine vergrößerte Pulpahöhle auf. Zusammen mit den ausgeprägten Pulpahörnern führt dies zu einer geringeren Zahnhartsubstanzdicke von 2-3 mm (Krämer et Frankenberger, 2009). Aus diesem Grund ist die zur Adhäsion zur Verfügung stehende Fläche sehr gering und besteht größtenteils aus Dentin (Sardella et al., 2005). Die verminderte Adhäsion erschwert die Behandlung von Milchzähnen und führt zu einer hohen Misserfolgsrate (Usha et al., 2007).

1.2 Dentin

Dentin ist ein vitales, mineralisiertes Hartgewebe, welches die Hauptmasse des Zahnes bildet und ihm seine spezifische Form gibt. Phylogenetisch entsteht Dentin aus der Zahnpapille und somit aus dem Mesoderm (Rothová et al., 2010). In seiner chemischen Zusammensetzung ähnelt das Dentin dem Knochen und Zement. Es setzt sich zu 70 Gew.-% aus anorganischen Bestandteilen wie Hydroxylapatitkristallen, zu etwa 20 Gew.-% aus organischen Bestandteilen und zu ca. 10 Gew.-% aus Wasser zusammen (Nanci et al., 2007). Dabei enthält der anorganische Anteil hauptsächlich Kalzium und Phosphor. Des Weiteren kommen verschiedene Konzentrationen an Fluorid, Karbonaten und Magnesium sowie Spurenelemente im anorganischen Anteil vor. Die organische Matrix teilt sich zu ca. 90 Gew.-% in Kollagen Typ I mit geringen Anteilen von Kollagen Typ III und V sowie zu ca. 10 Gew.-% in nichtkollagene Grundsubstanz auf (Severcan et al., 2012).

Strukturell werden im Dentin die Dentinkanälchen, der periodontoblastische Raum, die Odontoblasten mit ihren Fortsätzen (Tomes'sche Fasern), das peritubuläre Dentin, das intertubuläre Dentin sowie das Prädentin, zirkumpulpaie Dentin und Manteldentin unterschieden (Nanci et al., 2007).

Bei der Dentinogenese synthetisieren die Odontoblasten ein aus Kollagen Typ I, Glykoproteinen und Glykosaminoglykanen bestehendes Primärprodukt, dass sie im Sinne einer merokrinen Sekretion ausschütten (Klimm, 2011). Neben prokollagenen Bausteinen, die im Primärdentin zu kollagenen Fibrillen polymerisieren, synthetisieren Odontoblasten auch nichtkollagene Bausteine, wie Phosphoproteine, Phospholipide und Proteoglykane, die eine Grundsubstanz bilden (Oussoren et al., 2011). Nach der Anhäufung des Prädentins kommt es, in deutlichem Abstand zu den Odontoblasten, zu dessen Mineralisation. Diese Mineralisation schreitet von koronal nach apikal fort (Schroeder, 1992). Die verdickte Basalmembran, welche bei der Differenzierung der Odontoblasten entsteht, ist identisch mit der Lamina praeformativa (Marado et al., 2013). Sie besteht aus einer Basalmembran und einer Matte aus feinen, aperiodischen Mikrofibrillen, die etwa senkrecht zur Basallamina angeordnet sind (Glock, 2000). Die Basalmembran bildet den peripheren Anteil der Zone, in der später das Manteldentin entsteht (Schroeder, 1992). Das Manteldentin ist die äußerste Dentinschicht, welche parallel zur Schmelz-Dentin-Grenze verläuft und eine Dicke von 30 µm aufweist (Steiniger et al., 2010). Sie ist 5 µm - 10 µm dick (Vertucci, 1978). Das sich anschließende zirkumpulpaie Dentin bildet die Hauptmasse des Dentins (Lüllmann-Rauch, 2011). Das Manteldentin ist das Produkt noch nicht ausdifferenzierter Odontoblasten (Moss, 1974). Während der Sezernierung von Prädentin ziehen sich die Odontoblasten von der Grenzzone zwischen innerem Schmelzepithel und Zahnpapille

zurück, wobei sie Odontoblastenfortsätze ausbilden, welche im Manteldentin häufig verzweigt sind (Steiniger et al., 2010). Das zirkumpulpaie Dentin weist hingegen nur gelegentlich Verzweigungen der Odontoblastenfortsätze auf.

Die Anzahl der für das Dentin charakteristischen Dentinkanälchen nimmt von der Pulpa zur Schmelz-Dentin-Grenze ab. Während sich an der Pulpa-Dentin-Grenze im Durchschnitt 45000/mm² befinden, zeigen sich bei 3 mm Abstand zur Pulpa nur noch 20000/mm². Weiterhin verringert sich ihr Durchmesser von 2,9 µm - 4,0 µm in der Nähe der Pulpa auf 0,8 µm - 1,8 µm an der Schmelz-Dentin-Grenze (Pashley, 1991). Diese Dentinknälchen sind mit Dentinliquor gefüllt, wobei in ihnen ein Druck von 25 mmHg - 30 mmHg herrscht (Schäfer, 1999a).

Milchzahndentin unterscheidet sich vom Dentin permanenter Zähne durch unterschiedliche Mengen an mineralischen Bestandteilen sowie in verschiedenen morphologischen und strukturellen Eigenschaften (Uekusa et al., 2006). Milchzahndentin ist im Bereich der Krone als auch in der Wurzel dünner als bei permanenten Zähnen. Weiterhin hat es eine geringere Knoop-Härte als das Dentin permanenter Zähne (Angker et al., 2003). Peripheres und circumpulpaies Dentin weisen gleiche Härten bei bleibenden Zähnen und Milchzähnen auf (Avery, 2011). Die Dentinhärte hängt dabei vom Mineralisationsgrad der Zähne ab, wobei Milchzähne dementsprechend einen geringeren Mineralisationsgrad aufweisen. Die Dentintubuli bleibender Molaren weisen einen "S"-förmigen Verlauf auf, wohingegen Dentintubuli von Milchmolaren geradlinig verlaufen (Chowdhary et al., 2010). Interglobulardentin als Bereich unmineralisierten beziehungsweise hypomineralisierten Dentins zeigt sich bei Milchzähnen als auch bei permanenten Zähnen (Chowdhary et al., 2010). Die Von-Ebner-Linien, welche in Abhängigkeit vom Rhythmus der Mineralisation des Dentins entstehen, verlaufen bei permanenten Zähnen streng rechtwinkelig zu den Dentintubuli, währenddessen sie bei Milchzähnen überwiegend in kleineren Winkeln zu den Dentintubuli verlaufen (Chowdhary et al., 2010).

Durch den geringeren Mineralisationsgrad von Milchzähnen und der damit einhergehenden geringeren Härte gegenüber bleibenden Zähnen ergeben sich im klinischen Alltag Schwierigkeiten, pathologisch weiches, kariöses Dentin von physiologisch weichem Dentin zu unterscheiden. Dies zeigt sich vor allem bei großen, pulpanahen, kariösen Läsionen (Avery, 2011).

1.3 Adhäsive

Adhäsion bzw. Bonding bezeichnet die Herstellung einer adhäsiven Verbindung, welche aus zwei Materialien besteht (Perdigão, 2007). Dentaladhäsive sind aus Monomeren bestehende Substanzen, die ein Restaurationsmaterial mit der Zahnschmelze durch Polymerisation verbinden (Perdigão, 2007). Dabei beruht die Haftung auf Kräften bzw. Energien zwischen

Atomen und Molekülen an einer Grenzfläche, die zwei Phasen zusammenhält (Sikri, 2012). In der Zahnmedizin beruht die Verbindung zwischen hydrophiler Zahnhartsubstanz und hydrophobem Kunststoff durch ein amphiphiles Adhäsiv auf den Mechanismen der elektrostatischen Wechselwirkung von Atombindungen, Ionenbindungen, van-der-Waals-Kräften, Nebenvalenzbindungen, Wasserstoffbrückenbindungen und Metallbindungen (Schmidseder et al., 2011). Durch die Einführung der Schmelz-Ätztechnik mit Phosphorsäure durch Buonocore 1955 wurde die Grundlage für die Adhäsivtechnik geschaffen (Buonocore, 1955). Auf diese Weise konnte eine für die mikromechanische Verankerung von Adhäsiven günstige Oberflächenmorphologie erzeugt werden (Buonocore, 1955). Dieses Vorgehen ermöglicht heute eine minimalinvasive Präparation ohne die Notwendigkeit von makromechanischen Retentionen (Heymann und Bayne, 1993). Um die Vorteile der substanzschonenden, strukturerhaltenden Präparation zu nutzen, muss das Restaurationsmaterial durch Adhäsion am Zahn haften (Tsuchiya et al., 2004). Ziel ist es hier, stabile kovalente und ionische Bindungen zu erzeugen, um eine möglichst gute Haftung zu erreichen. Dabei steht dieser stabilen Haftung ein ungünstiger Wärmeausdehnungskoeffizient der Komposite, verglichen mit den Zahnhartsubstanzen, entgegen (Davidson et al., 1984). Zusätzlich kann die Polymerisationsschrumpfung der Komposite mit einer Kraft von bis zu 20 MPa (Davidson et al., 1984) zur Randspaltbildung bei Kompositrestaurationen führen. Eine suffiziente adhäsive Restauration zeichnet sich durch ihre Randsichtigkeit und ihre Fähigkeit aus, abscherenden Kräften entgegenzuwirken. Um eine adhäsive Bindung und hinreichende Benetzung der Zahnsubstanzen zu ermöglichen, sollte außerdem die Oberflächenspannung des Adhäsivs gering und die freie Energie des Substrates hoch sein (Perdigão et al., 2007). Des Weiteren begünstigt ein Kontaktwinkel kleiner als 15° zwischen Adhäsiv und Substrat die Haftung (Perdigão et al., 1997).

1.3.1 Adhäsion am Dentin

Insbesondere die Adhäsion am Dentin weist einige Schwierigkeiten auf, die einer näheren Betrachtung bedürfen. Im Gegensatz zur Schmelzhaftung wird die mikromechanische Verankerung hydrophober Komposite am Dentin durch die hohe intrinsische Feuchtigkeit des Dentins erschwert. Der Liquordruck von 30 cm Wassersäule führt zu verminderten Haftwerten der Adhäsive (Vongsavan et al., 2000). Um diese Probleme zu lösen, ist ein spezifischer Arbeitsablauf vorgeschrieben, der sich zum Teil je nach Adhäsivklasse unterscheidet. Bei der Präparation im Dentin entsteht der sogenannte smear layer, welcher die Dentintubuli verschließt und eine chemische und mikromechanische Verbindung erschwert (Dippel et al., 1984). Dieser smear layer besteht aus Hydroxylapatit, Speichel- und Blutbestandteilen, Dentinliquor, Kollagen

sowie Mikroorganismen bei einer Partikelgröße von 0,05 μm - 10 μm (Pashley et al., 1993). Grundsätzlich gibt es zwei verschiedene Möglichkeiten, um mit aktuellen Haftvermittlersystemen eine akzeptable mikromechanische Retention zwischen Füllung und Dentin zu erzielen. Bei der ersten Methode wird mit Hilfe von Säure der smear layer entfernt und das oberflächliche Dentin ca. 5 μm tief demineralisiert (Etch-and-Rinse) (Schmidseder et al., 2011). Die zweite Möglichkeit besteht in der Zugabe von sauren Monomeren zum Adhäsiv, die den smear layer modifizieren, das darunter liegende Dentin demineralisieren und mit dem Bonding zusammen einpolymerisieren (Self-Etch) (Montes et al., 2004). Zur Entwicklung eines klinisch funktionierenden Adhäsivsystem kam es erst mit der Erforschung der Total-Etch-Technik durch Fusayama 1977, bei der Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure angeätzt wurden (Miyazaki et al., 1998). Die Entfernung des smear layer ist nur durch eine chemische Vorbehandlung möglich (Berry et al., 1987). Mit Hilfe der Säure war es möglich, die ca. 5 μm - 10 μm in die Dentintubuli gepresste Schmierschicht (smear plugs) zu entfernen bzw. zu modifizieren und durch die Dekalzifikation des Dentins das Kollagen freizulegen, um eine Infiltration des Adhäsivs zu ermöglichen (Pashley et al., 1992). Die smear plugs reichen bis zu 40 μm in die Dentintubuli hinein (Heymann und Bayne 1993; Pashley et al., 1993; Pashley, 1991). Der smear layer stellt den limitierenden Faktor für die Haltbarkeit der adhäsiv befestigten Restauration dar. Bei der Etch-and-Rinse-Technik werden der Schmelz und das Dentin mit Phosphorsäure angeätzt und anschließend mit Wasser abgespült. Die Ätzdauer für Dentin sollte 15 s - 30 s nicht überschreiten (Torres-Gallegos et al., 2012). Das Wasser führt zur Aufrechterhaltung der aufgeschwemmten Kollagenfasern, sodass diese nicht kollabieren (Balkenhol, 1998). Die applizierten Adhäsive bilden bei der Polymerisation einen synthetischen Verbund mit der Dentinoberfläche. Die dabei entstehende Schicht wird als Hybridschicht (Mischzone aus Kunststoff und freigelegtem Kollagen) bezeichnet (Bolaños-Carmona et al., 2006). Sie generiert die eigentliche Haftkraft. Eine suffiziente Hybridschicht ermöglicht einen guten adhäsiven Verbund (Pashley et al., 2007; Peumans et al., 2006). Bestandteile des gelösten smear layer werden demzufolge mit in die Hybridschicht einpolymerisiert (Van Meerbeek et al., 1992; Schaller, 1999). Gleichzeitig erzeugt das Adhäsiv in den durch die Säureätzung frei gewordenen Dentintubuli sogenannte Tags. Die Hybridschicht stellt einen guten Verschluss der Dentinwunde dar und verhindert auf diese Weise das Eindringen von Mikroorganismen. Je nach genutztem Adhäsiv, unterscheidet sich die Hybridschicht in ihrem Aufbau und Ausmaß. Längere Ätzzeiten führen zur Ausbildung einer dickeren Hybridschicht (Hashimoto et al., 2002). Dadurch entsteht eine instabile, demineralisierte Zone in der Hybridschicht, welche zur Verringerung der Haftkräfte führen kann (Sardella et al., 2005). Aus diesem Grund steigen mit zunehmender Dicke der Hybridschicht die Haftwerte des Adhäsivs nicht an. Der Aufbau der

optimalen Adhäsiv- und Hybridschicht ist bis heute noch nicht bekannt (Frankenberger, 2013). Sowohl dünne als auch dicke Adhäsivschichten können zu guten als auch zu schlechten Haftwerten führen (Lohbauera et al., 2008). Das optimale Zusammenspiel der jeweiligen Komponenten scheint daher die Grundlage für eine dauerhafte und stabile Adhäsion zu sein (Krämer et al., 2014).

1.3.2 Zusammensetzung der Adhäsive

Adhäsive bestehen aus amphiphilen Mono- und Dimethacrylaten (Schäffer, 2005). Die hydrophile Hydroxygruppe zeigt eine Affinität zum hydrophilen Dentin und die hydrophobe Methacrylat-Gruppe zum hydrophoben Kunststoff. Dabei finden 4-META, NPG-GMA, PMMA, HEMA, PEG-DMA sowie phosphonierte Mono-, Di- und Polymethacrylate Verwendung (Hellwig, 2007). Außerdem können Adhäsive Bis-GMA, TEG-DMA oder auch UDMA enthalten. Zusätzlich kommen als Lösungsmittel Wasser, Alkohol oder Aceton zum Einsatz. Weitere Bestandteile sind Initiatoren sowie Stabilisatoren (Van Landuyt et al., 2007).

1.3.3 Einteilung der Adhäsive nach der Verarbeitung

Die Adhäsive wurden seit ihrer Einführung stetig weiterentwickelt. Dies wird durch die ursprüngliche Einteilung der Adhäsive in Generationen deutlich (Frankenberger, 2013). Heutzutage hat die Generationszugehörigkeit keine Aussagekraft mehr über die Qualität und die klinische Handhabung (Van Meerbeek et al., 2003).

Gegenüber der chronologischen Einteilung der Adhäsive in Generationen, bietet die neuere Unterteilung der Adhäsive anhand notwendiger Arbeitsschritte und Anzahl der Komponenten mehr Informationsgehalt (Janda, 2008).

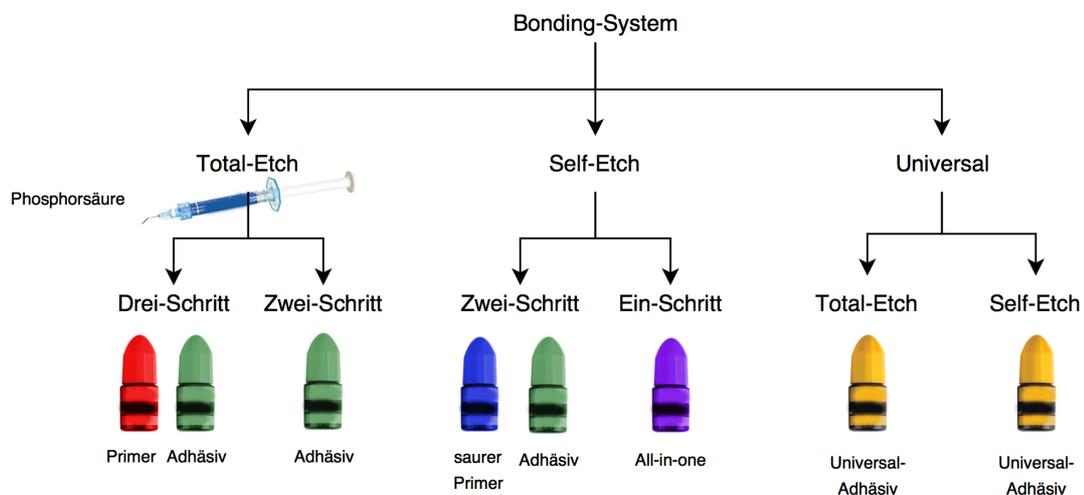


Abb. 1: Übersicht zur Einteilung der Adhäsive nach der Verarbeitung

Die Systeme lassen sich in Total-Etch- und Self-Etch-Systeme unterteilen. Es werden heutzutage benutzerfreundlichere Einflaschen-Adhäsivsysteme gegenüber Mehrflaschen-Systemen bevorzugt (Tay et al., 2002).

Bei den **Total-Etch-Systemen** erfolgt die Konditionierung von Schmelz und Dentin simultan durch 30 - 40%ige Phosphorsäure (Loyola-Rodriguez et al., 2010). Dadurch wird der smear layer entfernt. Nach einer Ätzdauer des Dentins von 15 s - 30 s wird die Säure mit Wasser abgespült (Torres-Gallegos et al., 2012). Durch das Ätzen entmineralisiert das oberflächliche Dentin, und Kollagen wird freigelegt. Um ein Kollabieren des Kollagens zu verhindern, sollte das Dentin nicht übertrocknet werden (Cardoso et al., 2011). Das Kollabieren der Kollagen-Fibrillen führt sonst zu einer kaum infiltrierbaren Schicht. In diesem Zustand können Primer und Adhäsiv die kollagenen Fasern nicht ausreichend benetzen. Bei der Wet-Bonding-Technik wird nach erfolgter Trocknung des Zahnes das Dentin wieder mit Wasser befeuchtet (Perdigão et Frankenberger, 2001). Dieser Vorgang wird als Rewetting bezeichnet. Eine Untersuchung von Perdigão und Frankenberger zeigt, dass durch das Rewetting eine signifikante Verbesserung der Haftwerte am Dentin erreicht werden kann (Perdigão et Frankenberger, 2001). Im nachfolgenden Arbeitsschritt wird der Primer aufgetragen. Dieser hat die Aufgabe mit seinen amphiphilen Molekülen die Infiltration des ungefüllten Komposits zu gewährleisten (Powers et Farah, 2010). Primer bestehen aus kurzen Monomeren (z.B. HEMA), die in Wasser, Aceton oder Ethanol gelöst sind. Diese diffundieren in die konditionierte Oberfläche und bilden eine Kontaktschicht zwischen hydrophilem Dentin und hydrophobem Adhäsiv. Nach dem Auftragen des Primers wird dieser bei einigen Systemen zur Verdunstung des Lösungsmittels leicht verblasen. Danach wird das amphiphile, niedrigvisköse Adhäsiv appliziert, welches über den Primer die Hybridschicht mit dem freigelegten Kollagen ausbildet. Bestandteile der Adhäsive sind Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, Aceton sowie Initiatoren, Stabilisatoren und weitere Additive. Charakteristisch für diese Adhäsivsysteme ist die Trennung der unterschiedlichen Komponenten: Ätzung, Primer und Adhäsiv. Inzwischen werden immer stärker vereinfachte Bondingsysteme entwickelt, um eine schnellere Applikation und eine Verringerung möglicher Anwendungsfehler zu erreichen.

Bei den **Self-Etch-Systemen** ist im Gegensatz zu den Total-Etch-Systemen durch die Zugabe sehr saurer Monomere zum Primer keine separate Ätzung mit Phosphorsäure nötig (Van Meerbeek et al., 2011). Die sauren Monomere bestehen aus Phosphorsäure-Acrylaten und Maleinsäure. Man unterscheidet bei den Self-Etch-Systemen, abhängig von ihrer Acidität, milde ($\text{pH} > 2$) und starke ($\text{pH} < 1$) Vertreter (De Munck et al., 2005). Durch die Applikation derartiger Primer wird das intertubuläre Dentin nur oberflächlich 3 - 7 μm demineralisiert und die Permeabilität durch die partielle oder vollständige Auflösung der Schmierschicht erhöht.

Das entstehende Ätzmuster ist nicht so tief wie bei der Phosphorsäureätzung (Loguercio et al., 2015). Der angelöste smear layer wird bei Self-Etch-Systemen penetriert und mit in die Hybridschicht einpolymerisiert, da ein Abspülen nach dem ersten Arbeitsschritt entfällt. Die sauren Monomere dringen gleichzeitig in das Kollagenfasergeflecht ein (De Munck et al., 2005). Zur Entfernung der Lösungsmittel wie Aceton oder Ethanol aus dem Primer wird dieser nach seiner Einwirkung leicht verblasen. Im zweiten Arbeitsschritt wird das Adhäsiv, bestehend aus hydrophilen, hydrophoben und amphiphilen Monomeren, appliziert. Gegenüber Total-Etch-Systemen zeigten Self-Etch-Systeme keine signifikanten Qualitätseinbußen (Bekes et al., 2007). Untersuchungen belegen vor allem für die milden Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsive vielversprechende Haftwerte (Peumans et al., 2015). Selbstkonditionierende Primer mussten früher vor der Applikation aus zwei Lösungen angemischt werden. Mittlerweile werden sie in einer Flasche angeboten, da sie ausreichend hydrolysestabile Monomere enthalten. So unterscheidet man bei den Self-Etch-Systemen zusätzlich zwischen Zwei-Schritt- und Ein-Schritt-Systemen. Untersuchungen zeigen große Defizite der Einflaschensysteme (Universal-Systeme). Sie enthalten sowohl Säure, Primer als auch Adhäsiv in einer Komponente (Krithikadatta, 2010). Ihr hoher Gehalt an Lösungsmittel scheint einer adäquaten Hybridschichtausbildung entgegen zu wirken (Zhang et al., 2016). Es entstehen Wasseransammlungen in der Hybrid- und Adhäsivschicht. Ursächlich für dieses Phänomen ist der hydrophile Charakter dieser Präparate auch noch nach der Polymerisation. Die Ausbildung von hybridisierten Kunststoffzapfen erfolgt bei diesen Systemen kaum (Wagner et al., 2014). In-vitro-Studien zeigen geringe Haftkräfte (Adiga et al., 2013), reduzierte Polymerisationsgrade (Cadenaro et al., 2005) und das Auftreten von intertubulären Porositäten in den Bonding-Schichten (Nagi, 2015) bei den Universaladhäsiven.

Die Entwicklung der Dentinhaftvermittlersysteme ist bereits so weit fortgeschritten, dass heute die Vereinfachung der Anwendung und die Reduktion der Applikationsdauer im Vordergrund stehen. Zahlreiche Studien empfehlen, besonders im Hinblick auf den Langzeiterfolg einer adhäsiven Restauration, weiterhin den Mehrschrittadhäsiven den Vorzug gegenüber den vereinfachten Systemen zu geben (Peumans et al., 2006).

Die Untersuchungsergebnisse von Sezinando et al., die nach 6-monatiger Wasserlagerung sowohl für Zwei-Schritt-Self-Etch- und Total-Etch-Bondingsysteme vergleichbar hohe, im Zugversuch ermittelte Verbundfestigkeiten nachweisen, machen dagegen Hoffnung (Sezinando et al., 2012).

Ein weiteres Bondingsystem stellen die **Universaladhäsive** dar. Universaladhäsive sind selbstkonditionierende Adhäsive, bei denen optional auch eine Phosphorsäurekonditionierung von Schmelz und Dentin durchgeführt werden kann. Ermöglicht wird diese Flexibilität in der

Anwendung durch das von Kuraray 1976 entwickelte Haftmolekül 10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat (Muñoz et al., 2014). Universaladhäsive erscheinen hinsichtlich ihrer Verarbeitung und ihrer Haftwerte in der selbstkonditionierenden oder Etch-and-Rinse-Anwendung auf feuchtem oder trockenem Dentin relativ robust und fehlertoleranter als klassische Adhäsivsysteme (Takamizawa et al., 2016). Es existieren inzwischen In-vitro-Studien, die vergleichbare Haftwerte zu klassischen Adhäsiven dokumentieren (Gre et al., 2016). Aufgrund der noch nicht vorhandenen Datenlage aus länger laufenden klinischen Studien kann zum jetzigen Zeitpunkt allerdings noch nicht belegt werden, dass Universaladhäsive eine Alternative auch zu klassischen Mehrflaschenadhäsiven darstellen.

1.3.4 Füllungsmaterialien im Milchgebiss - Kompomere

Ein hohes Maß an Gesundheitsbewusstsein und das Bild des Schönheitsideales in der Bevölkerung haben zu einer permanenten Neuentwicklung biokompatibler, ästhetisch anspruchsvoller Restaurationsmethoden und Füllungsmaterialien geführt (Rai et al., 2013).

Kompomere gehören zu den zahnfarbenen Füllungsmaterialien im Milchgebiss. Ihr Indikationsbereich schließt sowohl Front- als auch Seitenzahnfüllungen in der primären Dentition ein (Demir et al., 2013). Bei Kompomeren handelt es sich um Polyacrylsäure-modifizierte Komposite. Der Unterschied zu Kompositen besteht in den modifizierten sauren funktionellen Gruppen der Monomere, welche nach der Polymerisation an einer Säure-Base-Glasionomer-Reaktion wirken können. Diese Reaktion tritt auf, nachdem das Kompomer ausgehärtet ist und Wasser als Reaktionsmedium aus der Umgebung absorbiert wird (Yap et al., 2002). Als Folge dieser Reaktion können Fluorid-Ionen freigegeben werden. Da Kompomere im Wesentlichen modifizierte Komposite sind, ist zur Füllungslegung auch eine Vorbehandlung der Zahnoberfläche mit Adhäsivsystemen nötig (Lussi, 2010). Bei Kompomeren basiert die Aushärtung hauptsächlich auf der Polymerisation der sauren Monomere. Ihre physikalischen Eigenschaften ähneln denen der Komposite (Milia et al., 2012). Kompomere erreichen eine Komposit-ähnliche Ästhetik, müssen nicht angemischt werden und die Zusammensetzung ermöglicht eine einfache Applikation (Shetty, 2012). Auch die Anwendung von Kofferdam ist keine unabdingbare Voraussetzung für den klinischen Erfolg (Roeters, 1998). So zeigte Roeters in einer klinischen Studie, dass mit dem Kompomer Dyract (Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, D) langfristige klinische Erfolge bei Klasse-I- und Klasse-II-Milchmolarenkavitäten möglich sind (Roeters, 1998). In einer weiteren klinischen Studie von Gjorgievska wiesen Kompomere im Milchgebiss nach 18 Monaten eine Überlebensrate von 80% auf. Diskutiert werden als Vorteile ihre Applikation und die Reduktion von Sekundärkaries (Gjorgievska, 2011). Weiterhin verursacht der Verzicht einer Unterfüllung zugunsten einer totaladhäsiven Verankerung im

Untersuchungszeitraum von drei Jahren keine Hypersensitivitäten oder pulpitische Beschwerden (Roeters, 1998). Studien im Split-Mouth-Design zeigten keine Unterschiede in den Überlebensraten zwischen Kompositen und Kompomeren (Attin, 2001; Hse, 1997). Eine retrospektive Studie von Nikolić untersuchte die Langlebigkeit von Komposit- und Kompomer-Restaurationen unter Verwendung des Adhäsivsystems Adper Prompt L-Pop (3M ESPE, Seefeld, D) an Milchmolaren (Nikolić, 2015). Nach 5-jähriger Beobachtungsdauer zeigte diese Studie auch keinen signifikanten Unterschied bei einem kumulativen Überleben der Komposite von 42,5 % und der Kompomere von 49,3 %. Gegenüber konventionellem Glasionomerzement zeigte Dyract (Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, D) hingegen eine signifikant höhere mittlere Überlebenszeit (Welbury, 2000). Die im Vergleich zu den Glasionomerzementen verbesserten mechanischen Eigenschaften der Kompomere führen zu einer verminderten Frakturhäufigkeit (Krämer et Frankenberger, 2009). Es ist jedoch ein Mindestmaß an Compliance notwendig, um die wenige Minuten dauernde Adhäsivtechnik kontaminationsfrei anwenden zu können (Krämer et Frankenberger, 2009). Aufgrund der positiven klinischen Ergebnisse gelten Kompomere als die Amalgamalternative im Milchgebiss (Gross, 2001). Des Weiteren zeigten internationale Erhebungen, dass Amalgam als Füllungsmaterial im Milchgebiss deutlich weniger verwendet wird (Farozi et al., 2001).

1.3.5 Schwierigkeiten der Übertragbarkeit der Anwendung von Adhäsivsystemen bei bleibenden Zähnen auf Milchzähne

Untersucht man die Adhäsion von Schmelz- bzw. Dentinhaftvermittlersystemen, wird ersichtlich, dass eine Übertragung von den bleibenden Zähnen auf das Milchgebiss aufgrund der großen Unterschiede in der Morphologie und Histologie der Zahnhartsubstanzen nur eingeschränkt möglich. So sind die Haftkräfte von Adhäsivsystemen an Milchzähnen geringer als an bleibenden Zähnen (Swift, 2002; da Silva et al., 2001). Begründet durch den geringeren Mineralisationsgrad des Milchzahndentins führt jede Einwirkung von Säure zu einer tieferen Demineralisation des Dentins als in der bleibenden Dentition (Osorio et al., 2010). Außerdem demineralisiert Milchzahndentin schneller als Dentin permanenter Zähne bei Einsatz von Säure-Ätz-Techniken (Shashikiran et al., 2002). Unter Verwendung gleich konzentrierter Säuren und gleicher Ätzzeiten wie bei permanenten Zähnen, entsteht bei Milchzähnen eine dickere Hybridschicht im Dentin als bei permanenten Zähnen (Gateva et al., 2012). Um eine Hybridschicht von guter Qualität zu gewährleisten, wird daher bei Milchzähnen im Gegensatz zu permanenten Zähnen eine Reduktion der Ätzdauer auf 10 s empfohlen (Gateva et al., 2012). Klinische Studien zeigen in der Mehrzahl keine Vorteile von aufwendigen Mehr-Schritt-Adhäsivsystemen (z.B. Syntac (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D)) gegenüber

Einflaschenadhäsiven (z.B. Prime&Bond® NT) (El-Housseiny, 2002; Frankenberger, 1997; Schmitt, 2002). Bei Adhäsivsystemen ohne separate Phosphorsäureätzung zeigen sich die Zwei-Schritt-Adhäsivsysteme im Vorteil, da deren hydrophobes Bonding einen stabileren Verbund erzeugt als Einflaschenadhäsive (Agostini et al., 2001; Frankenberger et al., 2003). Eine weitere Besonderheit der Milchzähne stellt die 30 µm dicke Schicht prismenlosen Oberflächenschmelzes dar (Kaaften et al., 2003). Diese ergibt bei Säureätzung ein nur wenig retentives Ätzmuster. Aus diesem Grund muss insbesondere bei Anwendung selbstkonditionierender Adhäsivsysteme der Schmelz angeschrägt werden, um die mikromechanische Verankerung zu verbessern (Kaaften et al., 2003). In einer Studie von Forss und Widström wurde die Langlebigkeit zahnfarbener Füllungsmaterialien an Milchzähnen und bleibenden Zähnen untersucht (Forss et Widström, 2003). Es wurden insgesamt 2186 Restaurationen im Milchgebiss (44 %) und im bleibenden Gebiss (56 %) bestehend aus kunststoffmodifizierten und konventionellen Glasionomern, Kompositen und anderen Restaurationsmaterialien verglichen. Im Ergebnis lag im Mittelwert das Alter der Restaurationen für konventionelle Glasionomern im Milchgebiss bei 2,8 Jahren und bei 3,5 Jahren im bleibenden Gebiss, für kunststoffmodifizierte GIZ bei 2 Jahren im Milchgebiss und bei 2,9 Jahren im bleibenden Gebiss sowie für Komposite im bleibenden Gebiss bei 2,4 Jahren. Die Studie verdeutlicht, dass die Unterschiede in der Morphologie und Histologie der Zahnhartsubstanzen zwischen bleibenden Zähnen und Milchzähnen bei verschiedenen Füllungsmaterialien auch zu unterschiedlichen Langzeitergebnissen in der Haltbarkeit führen.

2 ZIELSTELLUNG

Zielstellung dieser In-vitro-Studie war es, den Einfluss der Applikationstechnik eines Self-Etch-Adhäsivs (Futurabond M) an Milchzahndentin auf die Scherfestigkeit eines Komposmers (Glasiosite) vor und nach Thermocycling zu untersuchen. Als Kontrolle diente Prime&Bond[®] NT in Kombination mit Dyract.

Dabei sollten folgende Fragen geklärt werden:

- Unterscheiden sich Prime&Bond[®] NT und Futurabond M bezüglich ihrer Scherfestigkeiten an Milchzahndentin?
- Führt eine Änderung in der Applikationstechnik bei Futurabond M zu geänderten Scherfestigkeitswerten?
- Gibt es Unterschiede in der Scherfestigkeit bei beiden Adhäsiven vor und nach künstlicher Alterung durch Thermocycling?
- Genügen die ermittelten Ergebnisse den Anforderungen der klinischen Anwendung?

3 MATERIAL UND METHODIK

3.1 Material

3.1.1 Milchzahnproben

Für die Studie wurden 120 frisch extrahierte, menschliche Milchmolaren verwendet. Diese wurden mit dem Politurbürstchen (Komet Dental / Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, D) gesäubert und in 0,9%iger Kochsalzlösung (Fa. B. Braun Melsungen AG) bis zur Herstellung der Dentinproben und Versuchsdurchführung für maximal 10 Tage aufbewahrt (Aquilino et Williams, 1987).

3.1.2 Dentinhaftvermittlersysteme

Die Versuchsreihen wurden mit zwei Dentinhaftvermittlersystemen durchgeführt:

Futurabond M, einem lichthärtenden Self-Etch-Haftvermittler und Prime&Bond[®] NT (Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, D), einem selbstkonditionierenden, selbstprimenden Adhäsiv.

Die chemischen Zusammensetzungen wurden von den Herstellern übermittelt.

Futurabond M (Voco GmbH, Cuxhaven, D)

Zusammensetzung:

- Urethandimethacrylat
- Ethanol
- Saures Adhäsivmonomer
- 2-Hydroxyethylmethacrylat
- Katalysator

Prime & Bond® NT (Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, D)

Zusammensetzung:

- Di- und Trimethacrylat-Harze
- Funktionalisiertes, amorphes Siliciumdioxid
- PENTA
- Lichtinitiatoren
- Stabilisatoren
- Cetylaminhydrofluorid
- Aceton

3.1.3 **Kompomere**

In den Versuchsreihen mit dem Haftvermittler Futurabond M wurde das korrespondierende Kompomer Glasiosite (Voco GmbH, Cuxhaven, D, Farbe A2) als Füllungsmaterial verwendet.

In den Versuchsreihen mit dem Haftvermittler Prime & Bond® NT wurde Dyract (Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, D, Farbe A2) als Füllungsmaterial verwendet.

Glasiosite (Voco GmbH, Cuxhaven, D)

Glasiosite ist ein lichthärtendes, röntgenopakes Kompomer. Der Gesamtgehalt an anorganischen Füllpartikeln beträgt 77,8 Gew.%. Aus dem Farbsortiment wurde die Farbe A2 als Standardfarbe ausgewählt.

Zusammensetzung:

- BIS-GMA
- Diurethandimethacrylat
- Triethylenglycoldimethacrylat
- Butylhydroxytoluen

Dyract® (Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, D)

Dyract ist ein lichthärtendes, röntgenopakes Kompomer. Der Gesamtgehalt an anorganischen Füllpartikeln beträgt 77,8 Gew.%. Aus dem Farbsortiment wurde die Farbe A2 als Standardfarbe ausgewählt.

Zusammensetzung:

- Urethan-Dimethacrylat
- Tetracarboxylsäure-Dihydroxyethylmethacrylat-Ester
- Kampferchinon
- Ethyl-4(dimethylamino)-benzoat
- Butylhydroxytoluen
- UV-Stabilisator
- Strontium-Aluminium-Natrium-Fluorophosphor-Silikatglas
- Hochdisperses Siliziumdioxid
- Strontiumfluorid
- Eisenoxidpigmente und Titanoxidpigmente

3.1.4 **Zusätzliche Chemikalien und Kunststoffe**

Weiterhin wurden für die Versuche das Ätzelgel Vococid® und der Einbettkunststoff Technovit 4071 verwendet.

Zusammensetzungen:

Vococid® (Voco GmbH, Cuxhaven, D)

- Orthophosphorsäure (35 %)
- Verdickungsmittel
- Farbstoff

Technovit® 4071 (Kulzer, Wehrheim, D)

- Pulver: Dibenzoylperoxid
- Flüssigkeit: Methylmethacrylat, 1-Dodecanthiol

3.1.5 Instrumente und Geräte

Trepanbohrer (Komet Dental / Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, D)

Zur Präparation der Milzzahnproben wurden Trepanbohrer aus rostfreiem Stahl mit einem Innendurchmesser von 2,9 mm benutzt (ISO 227B.204.040).

RotoPol-35 (STRUERS GmbH, Willich, D)

Zum Planschleifen der Milzzahnproben wurde die Schleifmaschine RotoPol-35 mit Schleifpapier Struers FEPA der Körnung 320 eingesetzt.

Demetron VCL 401 (Optilux (Kerr GmbH, Rastatt, D))

Als Polymerisationslampe zur Lichthärtung der Füllungsmaterialien wurde die Demetron VCL 401 (Optilux (Kerr GmbH, Rastatt, D)) mit einer Leistung von 650 mW/cm² verwendet.

Thermocycler Willytec SD (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D)

Zur künstlichen Alterung der hergestellten Füllungen wurde der Thermocycler Willytec SD (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D) genutzt.

ProLine Tisch-Prüfmaschine Z005 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D)

Zur Durchführung der Scherversuche wurde die ProLine Tisch-Prüfmaschine Z005 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D) zum Einsatz gebracht.

3.1.6 Software

testExpert 7.11 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D)

Mit Hilfe der Software testExpert 7.11 wurden die Tischprüfmaschine bedient, die Scherversuche durchgeführt und die Messergebnisse erhoben.

3.2 Planung des Versuches

In der Studie wurden Versuchsreihen mit Futurabond M und Prime & Bond® NT durchgeführt. Es wurde die Scherfestigkeit dieser Dentinhaftvermittlersysteme bei Verarbeitung nach Herstellerangaben (Versuchsgruppen 1, 2, 3, 4) sowie unter Modifikation der Applikationstechniken (Versuchsgruppen 5, 6, 7, 8, 9, 10) untersucht. (S. 3.3.2)

3.3 Methodik

3.3.1 Herstellung der Milchzahnproben

Aus den frisch extrahierten Milchzähnen wurden zylinderförmige Proben mit einem Durchmesser von 2,9 mm aus dem Bereich der Zahnkrone präpariert. Die Präparation erfolgte mit Hilfe von Trepanbohrern aus rostfreiem Stahl, die in ein zahnärztliches Winkelstück eingespannt und unter ständiger Wasserkühlung (80 ml/min) und mittlerer Umdrehungszahl (15000 U/min) verwendet wurden. Im nächsten Schritt wurden die Proben mit NaCl-Lösung gesäubert und in Technovit 4071 eingebettet. Im Anschluss daran wurden die Proben an der Nassschleifmaschine RotoPol-35 mit Schleifpapier der Körnung 320 bei 600 U/min unter ständiger Wasserkühlung plan bis zur Freilegung des Dentins geschliffen. Die entstanden Schleifpartikel wurden mit destilliertem Wasser abgespült.

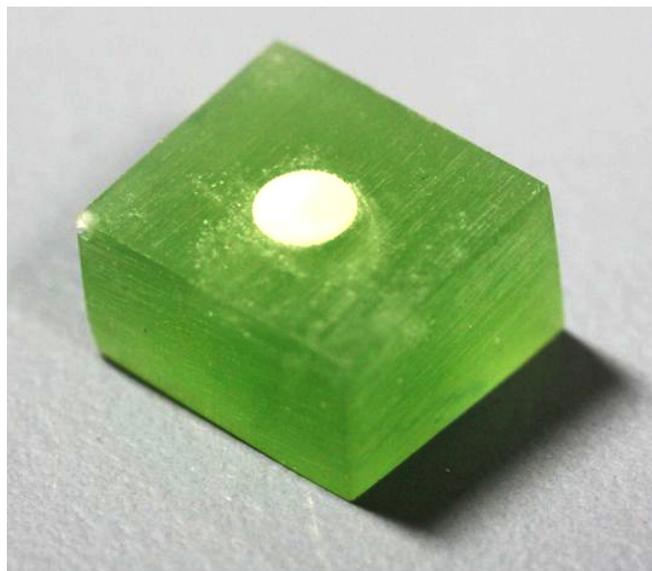


Abb. 2: In Technovit eingebettete und plan geschliffene Dentinprobe

3.3.2 Übersicht der Versuchsgruppen

Das folgende Baumdiagramm stellt die einzelnen Versuchsgruppen in der Übersicht dar.

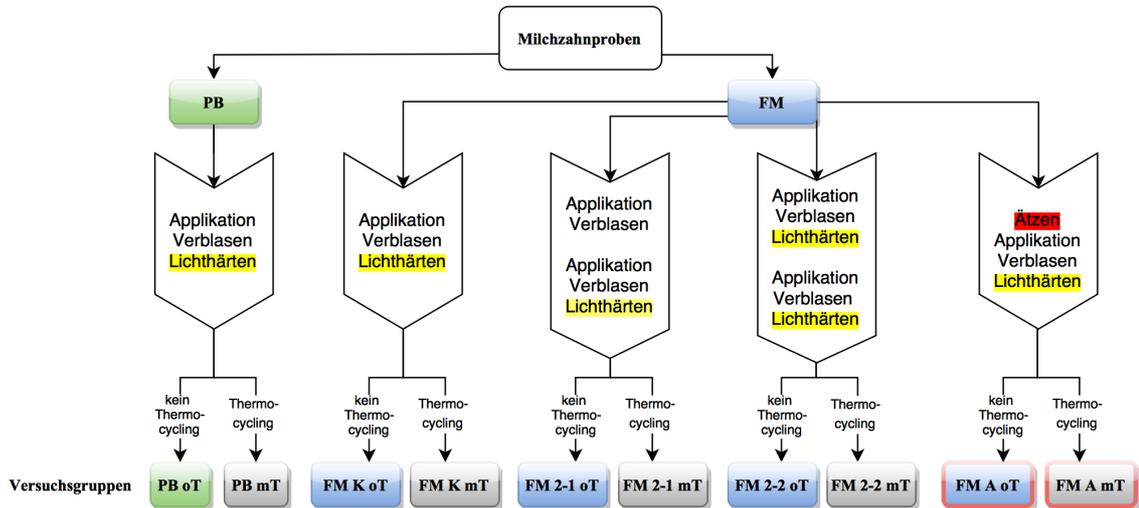


Abb. 3: Versuchsgruppen in der Übersicht

3.3.3 Applikation der Dentinhaftvermittler und Kompomere

An den hergestellten Proben wurden anschließend Füllungen mit Hilfe von Dentinhaftvermittlersystemen nach folgenden Arbeitsschritten gelegt:

Prime & Bond® NTa) Versuchsgruppe 1 - **PB oT**

1. Abspülen der Probe mit Wasser
2. Trocknen des Dentins mit ölfreier Druckluft
3. Auftragen des Bondings mit Microapplicator auf Dentin
4. Einwirken des Bondings für 20 Sekunden
5. Verblasen des Bondings für 5 Sekunden mit ölfreier Druckluft
6. Lichthärten für 10 Sekunden
7. Applizieren von Dyract A2
8. Lichthärten für 40 Sekunden

b) Versuchsgruppe 2 - **PB mT**

zusätzlich

9. Thermocycling (10000 Zyklen)

Futurabond Ma) Versuchsgruppe 3 - **FM K oT**

1. Abspülen der Probe mit Wasser
2. Trocknen des Dentins mit ölfreier Druckluft
3. Auftragen des Bondings mit Microapplicator auf Dentin
4. Einwirken des Bondings für 20 Sekunden
5. Verblasen des Bondings für 5 Sekunden mit ölfreier Druckluft
6. Lichthärten für 10 Sekunden
7. Applizieren von Glasiosite A2
8. Lichthärten für 40 Sekunden

b) Versuchsgruppe 4 - **FM K mT**

zusätzlich

9. Thermocycling (10000 Zyklen)

c) Versuchsgruppe 5 - **FM 2-1 oT**

1. Abspülen der Probe mit Wasser
2. Trocknen des Dentins mit ölfreier Druckluft
3. Auftragen des Bondings mit Microapplicator auf Dentin
4. Einwirken des Bondings für 20 Sekunden
5. Verblasen des Bondings für 5 Sekunden mit ölfreier Druckluft
6. Erneutes Auftragen des Bondings mit Microapplicator
7. Einwirken des Bondings für 20 Sekunden
8. Verblasen des Bondings für 5 Sekunden mit ölfreier Druckluft
9. Lichthärten für 10 Sekunden
10. Applizieren von Glasiosite A2
11. Lichthärten für 40 Sekunden

d) Versuchsgruppe 6 - **FM 2-1 mT**

zusätzlich

12. Thermocycling (10000 Zyklen)

e) Versuchsgruppe 7 - **FM 2-2 oT**

1. Abspülen der Probe mit Wasser
2. Trocknen des Dentins mit ölfreier Druckluft
3. Auftragen des Bondings mit Microapplicator auf Dentin
4. Einwirken des Bondings für 20 Sekunden
5. Verblasen des Bondings für 5 Sekunden mit ölfreier Druckluft
6. Lichthärten für 10 Sekunden
7. Erneutes Auftragen des Bondings mit Microapplicator
8. Einwirken des Bondings für 20 Sekunden
9. Verblasen des Bondings für 5 Sekunden mit ölfreier Druckluft
10. Lichthärten für 10 Sekunden
11. Applizieren von Glasiosite A2
12. Lichthärten für 40 Sekunden

f) Versuchsgruppe 8 - **FM 2-2 mT**

zusätzlich

13. Thermocycling (10000 Zyklen)

g) Versuchsgruppe 9 - **FM A oT**

1. Ätzen mit Phosphorsäure für 15 Sekunden
2. Abspülen der Probe mit Wasser
3. Trocknen des Dentins mit ölfreier Druckluft
4. Auftragen des Bondings mit Microapplicator auf Dentin
5. Einwirken des Bondings für 20 Sekunden
6. Verblasen des Bondings für 5 Sekunden mit ölfreier Druckluft
7. Lichthärten für 10 Sekunden
8. Applizieren von Glasiosite A2
9. Lichthärten für 40 Sekunden

h) Versuchsgruppe 10 - **FM A mT**

zusätzlich

10. Thermocycling (10000 Zyklen)

Die Applikation der Kompomere erfolgte mit Hilfe eines Plexiglashohlzylinders (Material: PMMA). Der Hohlzylinder wurde jeweils auf die plane, eingebettete Dentinprobe positioniert. Der Innendurchmesser des Hohlzylinders betrug 2,5 mm, wodurch eine kreisförmige Haftfläche zwischen Dentin, Dentinhaftvermittler und Kompomer von 4,91 mm² gegeben war. Ein Planstopfer (Hu-Friedy Mfg. Co., LLC., Tuttlingen, D) ermöglichte anschließend das Kompomer in die geschaffene Kavität einzubringen und zu stopfen. Dies erfolgte in einer Schicht mit einer Höhe von 2 mm.

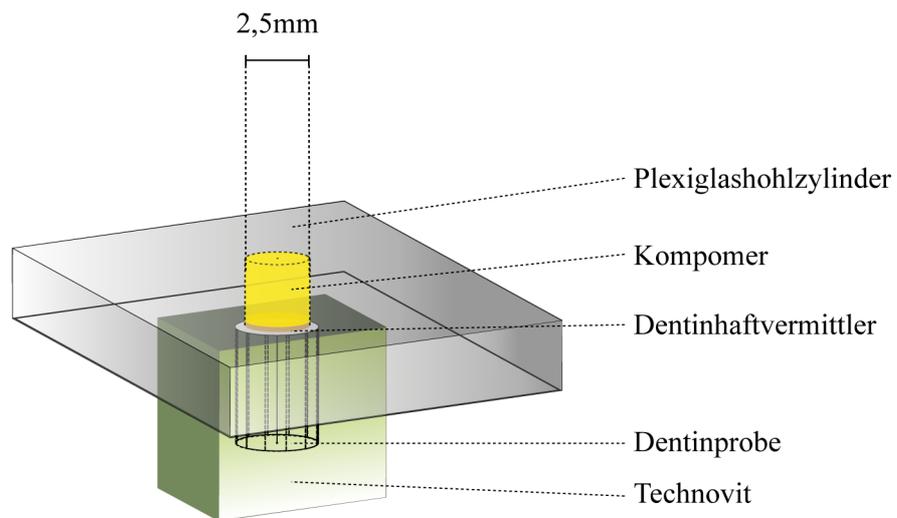


Abb. 4: Schematische Darstellung der Anwendung des Plexiglashohlzylinders

Die Transparenz des Hohlzylinders begünstigte die anschließende Lichthärtung mit der Polymerisationslampe. Der zeitliche Abstand vom Ende der Herstellung der Proben bis zur Versuchsdurchführung betrug mindestens 20 min.



Abb. 5: Lichthärtung

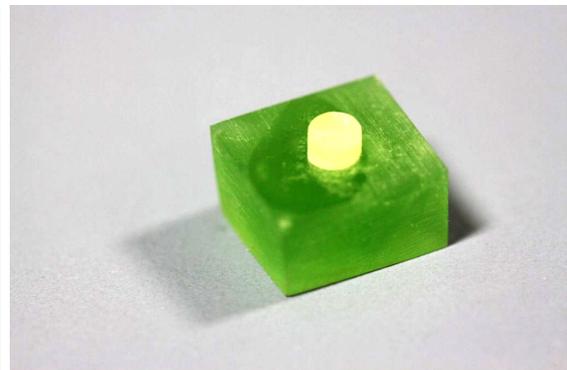


Abb. 6: Fertiggestellte Probe

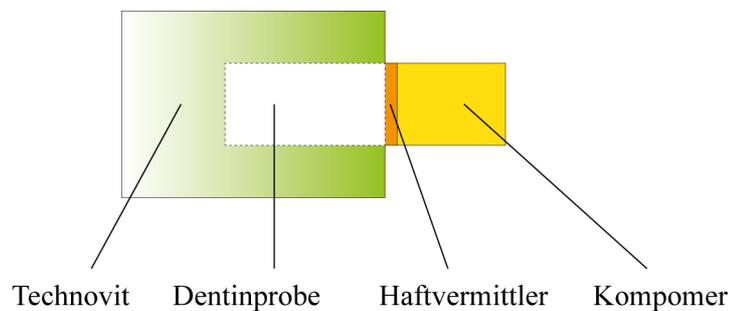


Abb. 7: Schematische Darstellung einer fertiggestellten Probe im Querschnitt

Das **Thermocycling** wurde mit folgenden Parametern am Thermocycler Willytec SD (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D) durchgeführt:

- Kaltbad : 5 °C für 20 s
- Warmbad : 55 °C für 20 s
- Abtropfzeit : 17 s
- Zyklen : 10000 (entspricht einer Alterung um ca. ein Jahr nach Füllungsapplikation in vivo (Gale et Darvell, 1999))
- Flüssigkeit : Destilliertes Wasser



Abb. 8: Thermocycler Willytec SD (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D)

3.3.4 Versuchsanordnung

Versuchsaufbau

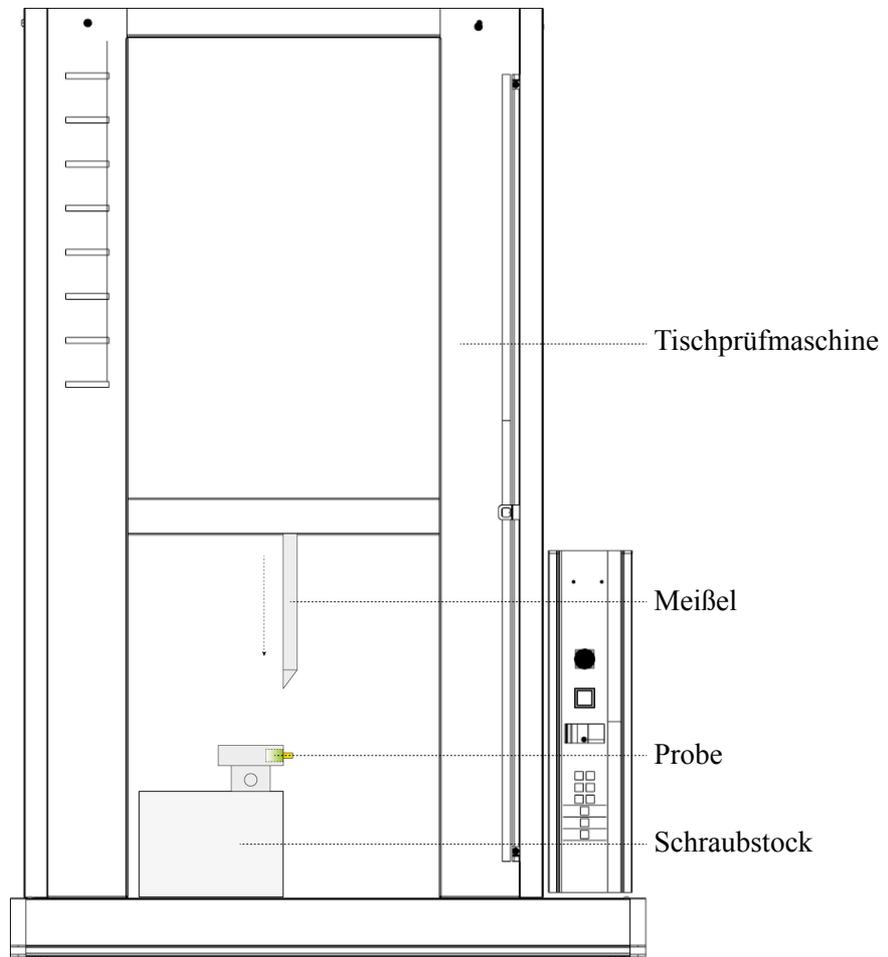


Abb. 9: Versuchsaufbau im Schema

Zur Ermittlung von Daten zur Scherfestigkeit von Futurabond M und Prime & Bond® NT an Milchzahndentin wurden die hergestellten Proben horizontal in einen Schraubstock eingespannt. An der Tischprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D) wurde ein eigens angefertigter Meißel (Edelstahl) befestigt. Dieser wurde mit einem Schraubengewinde verschweißt und an der Aufnahme der unteren Traverse der Tischprüfmaschine mit einer Kontermutter verschraubt. Die Proben wurden so positioniert, dass der Meißel mit seiner Schneidekante senkrecht zur gelegten Füllung und unmittelbar am Kompomer am Übergang zum Dentin ansetzte, um Hebelkräfte zu minimieren.

3.3.5 Versuchsdurchführung

Zur Versuchsdurchführung wurde die Tischprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D) mit der Software testExpert 7.11 gesteuert. Die einzelnen Versuche erfolgten unter folgenden Standardparametern:

Querhauptgeschwindigkeit : 1 mm/min
Anzahl der Zyklen : 1
Vorkraft : keine Vorkraft

Der in die Traverse verschraubte Meißel wurde zum Versuchsstart entsprechend mit der Schneidekante im Abstand von 1 mm über der Probe mit Hilfe der Handsteuerung positioniert. Daraufhin wurde der Versuch gestartet und der Meißel bewegte sich in vertikaler Richtung auf das Kompomer zu, um dieses abzuscheren. Dabei wurde die kontinuierlich ansteigende Kraft, die die Füllung dem Meißel entgegengesetzte in Abhängigkeit vom zurückgelegten Weg der Traverse gemessen, grafisch dargestellt und ausgewertet. Ein Versuchszyklus endete mit dem Überschreiten der maximalen Scherkraft und damit dem Abplatzen des Kompomers.



Abb. 10: Versuchsaufbau

3.3.6 Statistik

Die erfassten Daten wurden mit Hilfe des Statistikprogramms IBM SPSS 21.0 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen, D) ausgewertet. Mit dem Programm wurden die Berechnungen durchgeführt und die Tabellen erstellt. Diagramme wurden mit Microsoft Excel 2013 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) erzeugt.

Für jede Versuchsgruppe wurden die entsprechenden Mittelwerte, Standardabweichungen,

Mediane, Minima und Maxima bestimmt.

Die einzelnen Versuchsgruppen wurden untereinander mit einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) verglichen. Anschließend erfolgte der Vergleich der Gruppen mit Hilfe des Tukey-Tests mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ und die korrigierte Statistik für den paarweisen Vergleich nach Bonferroni-Holm.

4 ERGEBNISSE

4.1 Quantitative Analyse

In allen zehn Versuchsgruppen konnten Scherfestigkeitswerte unter Verwendung der entsprechenden Adhäsivsysteme gemessen werden. Nachfolgend sind die einzelnen Ergebnisse der Versuchsgruppen dargestellt, um eine differenzierte Betrachtung zu ermöglichen. Die folgende Tabelle gibt einen Überblick über das arithmetische Mittel, die Standardabweichung, den Medianwert sowie Maximum und Minimum jeder Versuchsgruppe.

Tab. 1: Ergebnisse (in MPa)

Nr.	Gruppe	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Maximum	Minimum
1	PB oT	13,89	2,52	13,11	17,90	9,31
2	PB mT	11,79	2,13	11,94	16,08	9,39
3	FM K oT	12,87	1,72	12,59	15,72	11,11
4	FM K mT	11,18	4,63	9,68	21,38	6,27
5	FM 2-1 oT	13,87	3,22	13,29	21,34	9,94
6	FM 2-1 mT	10,62	2,44	10,61	15,24	7,64
7	FM 2-2 oT	12,58	2,39	12,49	16,91	9,73
8	FM 2-2 mT	9,28	3,40	10,00	16,06	5,02
9	FM A oT	12,24	2,31	12,31	15,86	8,19
10	FM A mT	11,52	3,36	12,08	15,29	5,90

In der folgenden Abbildung sind die Haftwerte der einzelnen Versuchsgruppen dargestellt. Der Boxplot zeigt das Minimum, das untere Quartil, den Median, das obere Quartil und das Maximum der einzelnen Versuchsgruppen in MPa im Vergleich.

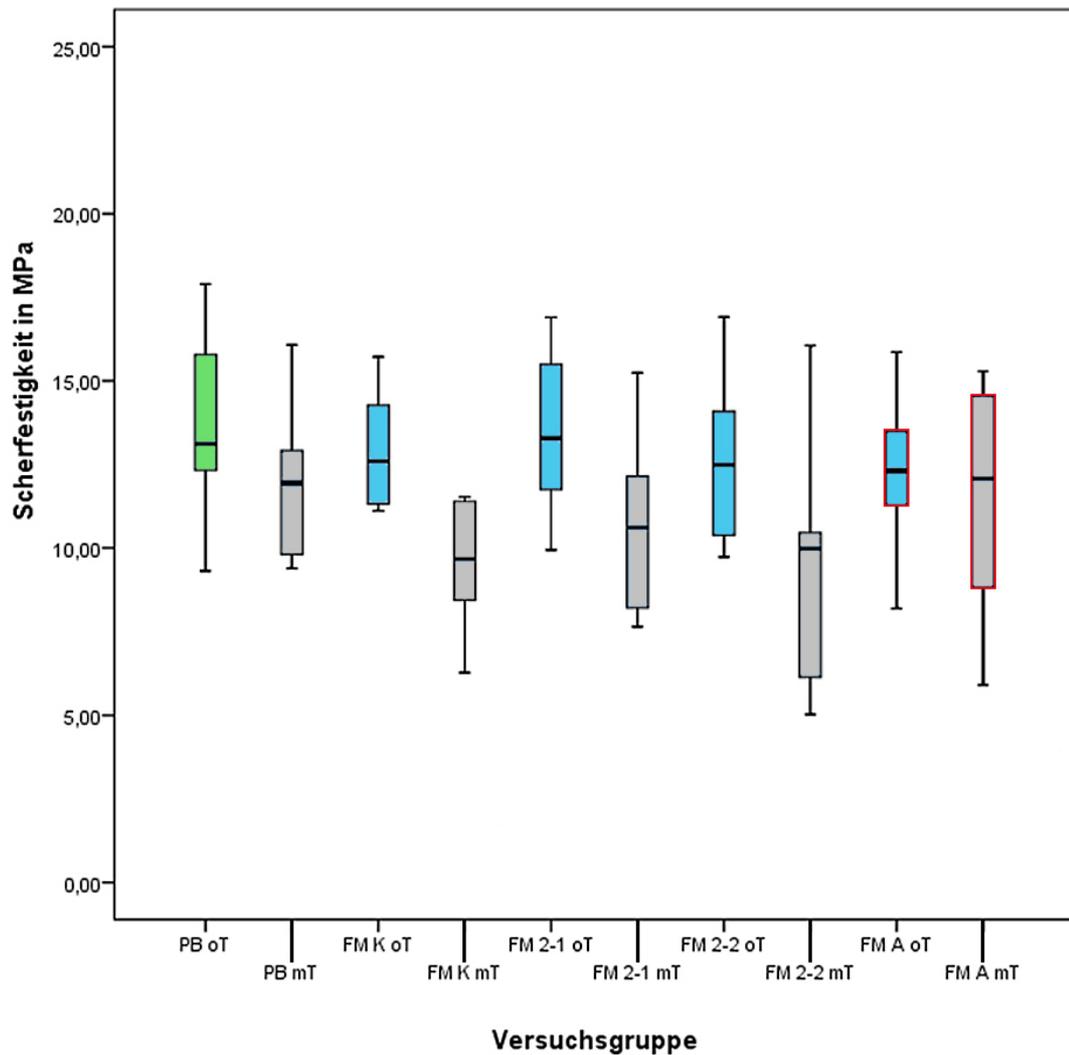


Abb. 11: Boxplot der Versuchsgruppen

Der höchste Mittelwert wurde in der Referenzgruppe PB oT mit 13,89 MPa ($\pm 2,52$ MPa) und der niedrigste für die Versuchsgruppe FM 2-2 mT mit 9,28 MPa ($\pm 3,40$ MPa) gemessen. Die Versuchsgruppe FM K oT erreichte mit 12,87 MPa ($\pm 1,72$ MPa) als Mittelwert vergleichbar hohe Haftwerte wie die Referenzgruppe PB oT. Die unterschiedlichen Modifikationen der Applikationstechnik von Futurabond M vor Thermocycling unterschieden sich nicht voneinander. So zeigten die Versuchsgruppen FM 2-1 oT (13,87 MPa ($\pm 3,22$ MPa)), FM 2-2 oT (12,58 MPa ($\pm 2,39$ MPa)) und FM A oT (12,24 MPa ($\pm 2,31$ MPa)) Haftwerte auf gleichem Niveau. In allen korrespondierenden Versuchsgruppen, in denen Thermocycling durchgeführt wurde, waren die Mittelwerte geringer. Die Gruppe FM K mT erreichte einen Mittelwert von 11,18 MPa ($\pm 4,63$ MPa). Auch in der Versuchsgruppe FM 2-1 mT lag die mittlere Scherfestigkeit auf gleichem Niveau bei 10,62 MPa ($\pm 2,44$ MPa). Die Versuchsgruppe FM A

mT generierte die höchste Scherfestigkeit unter den FM mT - Gruppen mit 11,52 MPa ($\pm 3,36$ MPa). Insgesamt wurde im Vergleich zum klinisch bewährten Prime & Bond® NT ein hohes Haftniveau erreicht, welches bei allen Modifikationen der Applikationstechnik von Futurabond M, mit Ausnahme der Gruppe FM 2-2 mT, auf einen suffizienten, adhäsiven Verbund schließen lässt. Dabei generierte die Versuchsgruppe FM 2-1 oT mit 13,87 MPa den höchsten Mittelwert unter den Applikationsformen und liegt damit nahezu gleichauf mit Referenzgruppe PB oT mit 13,89 MPa. Die absolut höchsten Einzelwerte wurden in der Gruppe FM K oT mit 21,38 MPa und in der Gruppe FM 2-1 oT mit 21,34 MPa erreicht. Auffällig ist zudem die breite Streuung der gemessenen Werte in der Gruppe FM 2-2 mT.

4.1.1 Versuchsgruppe 1: PB oT

Tab. 2:

Messung	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft (N)	58,3	76,0	57,6	45,7	62,8	65,6	79,0	75,7	84,2	87,9	62,7	63,2
N/mm ²	11,9	15,5	11,7	9,3	12,8	13,4	16,1	15,4	17,2	17,9	12,8	12,9

In der Versuchsgruppe 1 betrug der Mittelwert der Scherfestigkeit 13,89 MPa. Die ermittelte Standardabweichung lag bei 2,52 MPa. Das Maximum ergab in der vorliegenden Gruppe 17,90 MPa, das Minimum 9,31 MPa.

4.1.2 Versuchsgruppe 2: PB mT

Tab. 3:

Messung	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft (N)	78,9	59,0	47,7	46,1	60,4	58,2	48,6	66,3	59,4	47,1	71,6	51,2
N/mm ²	16,1	12,0	9,7	9,4	12,3	11,9	9,9	13,5	12,1	9,6	14,6	10,4

Die ermittelte Scherfestigkeit lag hier bei einem Mittelwert von 11,79 MPa, die Standardabweichung bei 2,13 MPa. Das Maximum betrug in dieser Versuchsreihe 16,08 MPa, das Minimum 9,39 MPa.

4.1.3 Versuchsgruppe 3: FM K oT

Tab. 4:

Messung	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft (N)	55,7	56,2	57,7	72,9	54,9	55,4	54,5	67,2	77,2	66,3	65,9	74,4
N/mm ²	11,4	11,5	11,8	14,9	11,2	11,3	11,1	13,7	15,7	13,5	13,4	15,2

Diese Versuchsreihe ergab für die Scherfestigkeit einen Mittelwert von 12,87 MPa, die Standardabweichung lag bei 1,72 MPa. Der höchste Wert betrug 15,72 MPa, der niedrigste lag bei 11,11 MPa.

4.1.4 Versuchsgruppe 4: FM K mT

Tab. 5:

Messung	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft (N)	105,0	45,0	30,8	50,1	40,8	52,2	41,3	97,0	56,6	41,5	55,2	43,1
N/mm ²	21,4	9,2	6,3	10,2	8,3	10,6	8,4	19,8	11,5	8,5	11,3	8,8

In der Versuchsgruppe 4 konnten die folgenden Ergebnisse erhoben werden. Es stellte sich bei der Scherfestigkeit ein Mittelwert von 11,18 MPa ein. Dabei ergab sich für die Standardabweichung ein Wert von 4,63 MPa. Im Maximum wurden 21,38 MPa erreicht. Das Minimum lag bei 6,27 MPa.

4.1.5 Versuchsgruppe 5: FM 2-1 oT

Tab. 6:

Messung	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft (N)	58,2	104,8	50,0	83,0	76,3	74,1	48,8	58,0	64,9	57,2	65,5	78,9
N/mm ²	11,9	21,3	10,2	16,9	15,6	15,1	9,9	11,9	13,2	11,7	13,4	15,5

Aus der vorliegenden Tabelle ergab sich ein Mittelwert für die Scherfestigkeit der Versuchsgruppe 5 von 13,87 MPa. Die Standardabweichung betrug 3,22 MPa. Der höchste

gemessene Wert war 21,34 MPa, das Minimum 9,94 MPa.

4.1.6 Versuchsgruppe 6: FM 2-1 mT

Tab. 7:

Messung	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft (N)	66,3	61,7	37,5	57,6	52,9	39,6	47,8	57,3	41,0	37,8	74,8	51,2
N/mm ²	13,5	12,6	7,6	11,7	10,8	8,1	9,7	11,7	8,4	7,7	15,2	10,4

Die Messungen in der Versuchsgruppe 6 führten zu einem Mittelwert für die Scherfestigkeit von 10,62 MPa. Weiterhin lag die Standardabweichung bei 2,44 MPa. Das ermittelte Maximum betrug 15,24 MPa und der niedrigste, gemessene Wert lag bei 7,64 MPa.

4.1.7 Versuchsgruppe 7: FM 2-2 oT

Tab. 8:

Messung	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft (N)	51,3	47,8	69,4	78,3	69,0	62,5	50,6	66,2	60,0	83,0	53,9	49,0
N/mm ²	10,5	9,7	14,1	16,0	14,1	12,7	10,3	13,5	12,2	16,9	11,0	10,0

Bei der statistischen Erhebung zeigte sich ein Mittelwert bei der Versuchsgruppe 7 für die Scherfestigkeit von 12,58 MPa. Als Standardabweichung konnte ein Wert von 2,39 MPa ermittelt werden. Das erzielte Maximum betrug 16,91 MPa, das Minimum hingegen 9,73 MPa.

4.1.8 Versuchsgruppe 8: FM 2-2 mT

Tab. 9:

Messung	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft (N)	50,3	52,4	29,5	24,6	49,3	27,5	68,5	36,9	30,7	48,8	78,8	49,3
N/mm ²	10,3	10,7	6,0	5,0	10,0	5,6	14,0	7,5	6,3	9,9	16,1	10,0

Aus der Betrachtung der Versuchsgruppe 8 ging für die Scherfestigkeit ein Mittelwert von 9,28 MPa hervor. Außerdem zeigte sich eine Standardabweichung von 3,40 MPa. Das Maximum lag

bei 16,06 MPa, das Minimum 5,02 MPa.

4.1.9 Versuchsgruppe 9: FM A oT

Tab. 10:

Messung	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft (N)	67,8	60,8	58,2	64,6	42,5	76,0	77,8	60,0	52,6	40,2	61,3	59,2
N/mm ²	13,8	12,4	11,9	13,2	8,7	15,5	15,9	12,2	10,7	8,2	12,5	12,0

Anhand der Ergebnisse aus der Versuchsgruppe 9 konnte ein Mittelwert von 12,24 MPa abgeleitet werden. Die Standardabweichung betrug 2,31 MPa. Der höchste gemessene Wert betrug 15,86 MPa, der niedrigste 8,19 MPa.

4.1.10 Versuchsgruppe 10: FM A mT

Tab. 11:

Messung	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Kraft (N)	74,8	47,6	39,0	73,2	32,6	75,0	28,9	54,2	54,2	64,3	64,8	69,7
N/mm ²	15,2	9,7	7,9	14,9	6,6	15,3	5,9	11,0	11,0	13,1	13,2	14,2

Aus der Versuchsgruppe 10 resultierte für die Scherfestigkeit ein Mittelwert von 11,52 MPa. Die Standardabweichung lag bei 3,36 MPa. Das Maximum betrug 15,29 MPa, das Minimum 5,90 MPa.

4.2 Statistische Auswertung

Um die Versuchsgruppen untereinander zu vergleichen, wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Anschließend wurden mit Hilfe des Tukey-Tests die Versuchsgruppen untereinander auf signifikante Unterschiede untersucht.

Die einfaktorielle Varianzanalyse zeigt einen signifikanten Einfluss der untersuchten Applikationstechniken der Dentinhaftvermittlersysteme an Milchzahndentin auf die Scherfestigkeit von Füllungsmaterialien ($p < 0,001$, ANOVA).

Mit Hilfe des Tukey-Tests wurden alle Versuchsgruppen untereinander auf signifikante

Unterschiede der Scherfestigkeiten verglichen, wobei der Signifikanzwert bei $p < 0,05$ festgelegt wurde.

Die Referenzgruppe PB oT (13,89 MPa \pm 2,52 MPa) und die Versuchsgruppe FM K oT (12,87 MPa \pm 1,72 MPa) unterschieden sich nicht signifikant in ihrer Scherfestigkeit ($p > 0,05$, Tukey's Test).

Zwischen den verschiedenen Applikationstechniken der Versuchsgruppen FM lagen keine signifikanten Unterschiede vor ($p > 0,05$, Tukey's Test).

Innerhalb der Referenzgruppen PB führte zusätzliches Thermocycling nicht zu einer signifikant reduzierten Scherfestigkeit ($p > 0,05$, Tukey's Test).

Auch in den Versuchsgruppen FM führte das Thermocycling nicht zu einer signifikanten Verringerung der Scherfestigkeiten ($p > 0,05$, Tukey's Test, paarweiser Vergleich).

In der statistischen Auswertung unterschieden sich die Scherfestigkeitswerten der Versuchsgruppen PB mT und FM K mT nicht signifikant voneinander ($p > 0,05$, Tukey's Test).

Lediglich die Gruppe FM 2-2 mT mit einer Scherfestigkeit von 9,28 MPa \pm 3,40 MPa zeigte einen signifikanten Unterschied zur Referenzgruppe PB oT mit 13,89 MPa \pm 2,52 MPa und zur Versuchsgruppe FM 2-1 oT mit 13,87 MPa \pm 3,22 MPa ($p < 0,05$, Tukey's Test).

Durch zusätzliches Konditionieren mit Phosphorsäure konnte in der Gruppe FM A oT mit 12,24 MPa \pm 2,31 MPa gegenüber FM K oT mit 12,87 MPa \pm 1,72 MPa keine signifikante Steigerung der Scherfestigkeit erreicht werden ($p > 0,05$, Tukey's Test).

Die Applikation von Phosphorsäure (FM A mT) führte jedoch innerhalb der Versuchsgruppen FM mT zu den höchsten Scherfestigkeiten ($p > 0,05$, Tukey's Test).

Alle ermittelten Ergebnisse wurden mit Hilfe der Bonferroni-Holm-Korrektur überprüft und bestätigt.

5 DISKUSSION

5.1 Versuchsaufbau

Um die Wirksamkeit von Adhäsivsystemen am Dentin zu ermitteln, kann die Verbundfestigkeit zwischen Füllungsmaterialien und Dentin mittels Zug- und Scherversuchen experimentell bestimmt werden (Braga et al., 2010). Bei diesen Tests werden die Füllungsmaterialien auf der planen Zahnoberfläche appliziert. Die zur Ablösung erforderliche Kraft wird bei einem Scherversuch parallel zur Kontaktfläche (Tangentialkraft) und beim Zugversuch senkrecht zur Kontaktfläche (Axialkraft) eingeleitet. In der vorliegenden Studie wurden Scherversuche durchgeführt, da die Vorteile der konventionellen Scherversuche in der einfachen Durchführbarkeit und der simplen Probenpräparation liegen (Braga et al., 2010). Zugbelastungen, die axial zur Kontaktfläche wirken, sind hingegen schwierig zu erzeugen und die Herstellung der Probekörper ist bei Zugversuchen sehr aufwendig (Watanabe et Nakabayashi, 1994). Darüber hinaus existiert in der Literatur eine große Anzahl an Vergleichsstudien mit Scherversuchen (Heintze et al., 2015; Lee et Kanavakis, 2015). Neuere Studien zeigen auch, dass klinische Resultate anhand dieser Labortests abgeschätzt werden können (Hebling et al., 2007; Frankenberger et al., 2007; Pneumans et al., 2006). Scherversuche haben sich als reproduzierbare Testmethode zur Untersuchung neuer Bondingsysteme bewährt. Dennoch sollten Scherfestigkeitswerte durch klinische Langzeitstudien validiert werden (Heintze et al., 2015). Die Problematik bei der Beurteilung der Ergebnisse liegt im Mangel an verlässlichen Informationen über die komplexen Belastungsvorgänge innerhalb der Prüfkörper (Hartwig, 2007).

5.2 Versuchsmaterialien und Durchführung

Die Haftung eines Adhäsivsystems am Dentin spielt die entscheidende Rolle in der adhäsiven Füllungstherapie zur Verhinderung eines Mikroleakage, Gewährleistung eines guten Randschlusses und zum Schutz der Pulpa vor äußeren Einflüssen (Casgrande et al., 2005). Auf die Wirksamkeit der mikromechanischen Verankerung hydrophober Adhäsive am Dentin von Milchzähnen lässt sich durch die Durchführung von Scherfestigkeits- oder Zugfestigkeitstests schließen, wobei Scherfestigkeitstests als klinisch repräsentativer betrachtet werden (Naguchi et al., 1982). Es gibt eine Vielzahl von Faktoren neben dem verwendeten Adhäsivsystem, die die gemessene Scherfestigkeit beeinflussen. Dazu zählen die Einleitung der Scherkraft an der Haftfläche, die volumetrische Polymerisationsschrumpfung des Füllungsmaterials, der Elastizitätsmodul des Füllungsmaterials und der sogenannte C-Faktor (Boaro et al., 2014).

Bei dem größten Einflussfaktor auf die gemessenen Scherfestigkeiten handelt es sich um die präzise Krafteinleitung an der Haftfläche, sodass keine Rotations- und Biegekräfte, sondern ausschließlich Scherkräfte bei der Versuchsdurchführung wirken und gemessen werden (Foong et al., 2006). Die präzise Krafteinleitung wurde in der Studie mit einem speziell angefertigten Meißel umgesetzt. Die Proben wurden so positioniert, dass der Meißel mit seiner Schneidekante senkrecht zur gelegten Füllung und unmittelbar am Kompomer am Übergang zum Dentin ansetzte, um Hebelkräfte zu minimieren. Die gehärtete, sehr scharfe Schneide des Meißels wurde leicht abgestumpft, um ein Einschneiden des Meißels zwischen Kompomer und Milchzahnprobe zu verhindern sowie ein Abscheren erst zu ermöglichen.

Ein weiterer wesentlicher Einflussfaktor, die volumetrische Polymerisationsschrumpfung des Füllungsmaterials, bewirkt Zugspannungen im adhäsiven Verbund zum Dentin, wodurch eine Verringerung der Retention und daher auch eine Verschlechterung des Randschlusses hervorgerufen werden (Mine et al., 2012). Die absolute volumetrische Polymerisationsschrumpfung konnte durch das geringe Füllungsvolumen von ca. 4,91 mm³ gering gehalten werden. Das Füllungsvolumen berechnet sich nach dem Durchmesser der kreisrunden Haftfläche von 2,5 mm und der Höhe der Füllung von 1 mm nach der Formel $V = \frac{1}{4}\pi d^2 h = \frac{1}{4}\pi (2,5 \text{ mm})^2 \approx 4,91 \text{ mm}^3$.

Die Zugspannungen sind abhängig vom C-Faktor (configuration factor), der von Feilzer et al. 1987 eingeführt wurde. Der C-Faktor gibt das Verhältnis der Anzahl von durch das Adhäsivsystem gebundenen zu freien Füllungsflächen an. Daher liegt bei einer Klasse I Restauration mit fünf gebundenen und einer freien Fläche ein C-Faktor von 5 vor. Mit zunehmenden C-Faktor steigen auch die Zugspannungen im adhäsiven Verbund an. Mit abnehmender Anzahl an gebundenen Flächen und somit verringertem C-Faktor nehmen die Zugspannungen folglich ab. In den durchgeführten Versuchen war nur eine Fläche gebunden und dementsprechend der C-Faktor gering. Aus diesem Grund wirkten bei den Versuchen nur geringe Zugspannungen.

Der Elastizitätsmodul beschreibt, wie stark sich das Füllungsmaterial einer Verformung widersetzt. Die Elastizitätsmoduln sind bei den verwendeten Füllungsmaterialien so groß (z.B. Dyract über 7000 MPa), dass die Verformung des Füllungsmaterials bei den in der Studie gemessenen Scherfestigkeiten von bis zu 21,38 MPa äußerst gering ist und folglich der Einfluss der Elastizitätsmoduln sehr klein. Thomsen et al. konnten einen schwachen, jedoch statistisch signifikanten Zusammenhang zwischen der Dentin-Scherfestigkeit und der Komposit-Biegefestigkeit in einer Studie nachweisen (Thomsen et al., 2007). In der vorliegenden Studie konnten die aufgeführten Einflussfaktoren klein gehalten werden, um möglichst repräsentative Scherfestigkeitswerte des Self-Etch-Adhäsivs Futurabond M zu ermitteln.

5.2.1 Milchzahnproben

In der Studie wurden 120 extrahierte, menschliche Milchzähne verwendet. Die Milchzähne unterscheiden sich von permanenten Zähnen durch unterschiedliche Mengen an mineralischen Bestandteilen sowie in verschiedenen morphologischen und strukturellen Eigenschaften (Uekusa et al., 2006). Säureeinwirkung führt bei Milchzähnen neben einer tieferen Demineralisation als in der bleibenden Dentition auch zu einer dickeren Hybridschicht im Dentin (Osorio et al., 2010; Gateva et al., 2012). Aufgrund der zahlreichen Unterschiede zwischen Milchzähnen und permanenten Zähnen ist die Übertragung der Scherfestigkeitswerte von permanenten Zähnen auf Milchzähne nicht ohne Weiteres möglich. Die Autoren Öztürk et al. sind der Auffassung, dass für glaubwürdige Ergebnisse dieselben Zahntypen im Versuch verwendet werden müssen, da die Anhaftung von Zahntyp zu Zahntyp und darüber hinaus sogar bei gleichen Zahntypen, die sich nicht im gleichen Kieferbogen befinden, verschieden seien (Öztürk et al., 2008). Zur Untersuchung des Einflusses der Applikationstechnik des Self-Etch-Adhäsivs Futurabond M wurden aus diesem Grund in der vorliegenden Studie Milchzähne verwandt. In-vitro-Studien haben gezeigt, dass die Haftkräfte von Adhäsivsystemen an Milchzähnen geringer sind als an bleibenden Zähnen (Swift, 2002; da Silva et al., 2001). Die verwendeten Milchzähne zeigten bei der Inspektion keine Initialkaries oder fortgeschrittene Läsionen, welche die Haftung der Dentinhaftvermittlersysteme hätten beeinflussen können. Des Weiteren stammten die untersuchten Zähne von verschiedenen Kindern, um den Einfluss genetisch bedingter Strukturanomalien der Zahnhartsubstanzen auszuschließen. Es zeigten sich unter den verwendeten Milchzähnen keine Anzeichen einer Amelogenesis bzw. Dentinogenesis imperfecta oder anderer erbbedingter Erkrankungen, welche zu veränderten Scherfestigkeiten hätten führen können.

5.2.2 Dentinhaftvermittlersysteme

Zur Untersuchung der Self-Etch-Adhäsive in der Kinderzahnheilkunde wurden für die vorliegende Studie das Self-Etch-Adhäsiv Futurabond M der Firma Voco und Prime & Bond® NT der Firma Dentsply als Kontrolle verwendet. Bei Futurabond M der Firma Voco handelt es sich um ein Ein-Schritt-Adhäsivsystem der Self-Etch-Technik. Wie Prime & Bond® NT ermöglicht Futurabond M eine deutliche Zeit- und Materialersparnis, denn das Mischen und die Applikation verschiedener Komponenten entfallen. Mit Hilfe nanoskalierter Siliciumdioxid-Partikel verhindert Futurabond M laut Herstellerangaben Randspaltbildungen und postoperative Sensibilitäten. Die Siliciumdioxid-Partikel mit einer durchschnittlichen Größe von 20 nm führen

zu einer Quervernetzung der Harzbestandteile des Bondings und verbessern dessen Filmbildungseigenschaften. Das Kollagenfasergeflecht kann deshalb nicht kollabieren und wird vollständig in die Adhäsionsschicht integriert. Prime & Bond® NT ist ein selbst-primendes Adhäsiv und gehört zu den Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiven. Nach Herstellerangaben sollte bei Kompositrestaurationen eine Säurekonditionierung von Schmelz und Dentin, gemäß der Total-etch-Technik, durchgeführt werden. Bei der Verwendung von Dyract Kompomaterialien wird allerdings ein Konditionieren der Zahnhartsubstanz als nicht notwendig beschrieben. Lediglich in Fällen, in denen aus ästhetischen Gründen eine Schmelzanschrägung nötig wird, wird eine Phosphorsäurekonditionierung empfohlen. Durch die Reduzierung von Komponenten und Behandlungsschritten wird die Anwendung deutlich vereinfacht und die Techniksensitivität sinkt. Prime & Bond® NT verbindet sehr gute Retentionseigenschaften mit einem langanhaltenden Schutz vor Mikrospaltbildung (Okida et al., 2007). Nano-Technologie und die besonderen Penta-Moleküle des Ein-Komponenten-Adhäsivs ermöglichen eine hervorragende Haftung an Schmelz und Dentin. Füllerpartikel mit einer Größe von nur 7 nm dringen tief zwischen den Kollagenfasern und in Dentinkanälchen ein und stärken auf diese Weise die Adhäsiv- und Hybridschicht. Die Nano-Füller-Technologie stärkt die Randdichtigkeit, trägt zum Schutz vor Sekundärkaries bei und minimiert postoperative Sensitivitäten sowie Mikrospaltbildungen.

5.2.3 Versuchsdurchführung

Die Aufbewahrung der frisch extrahierten Milchzähne in 0,9%iger Kochsalzlösung bis zur Herstellung der Dentinproben und Versuchsdurchführung für maximal 10 Tage verhinderte die Auswirkung einer Austrocknung des Dentins auf dessen physikalische und chemische Eigenschaften (Lee et al., 2007). Folglich konnte eine mögliche Beeinflussung der gemessenen Scherfestigkeiten ausgeschlossen werden. Ein Wasserverlust im interfibrillären Raum hätte zum Kollabieren des Proteinnetzwerks führen können und dadurch die Penetration des Adhäsivs am Dentin verschlechtert (Courson et al., 2005). Die Proben wurden mit Hilfe von Trepanbohrern unter Wasserkühlung zylinderförmig aus dem Bereich der Zahnkrone präpariert. Nach der Einbettung der Proben in Technovit 4071 erfolgte die Freilegung des Dentins durch das Herunterschleifen der Proben am RotoPol-35 mit Schleifpapier der Körnung 320 bei 600 U/min unter ständiger Wasserkühlung. Die Schleifpartikel auf der Probenoberfläche wurden mit destilliertem Wasser abgespült. In vivo übliche, diamantierte, zylindrische Schleifer wurden aus praktischen Gründen nicht verwendet. Das Herunterschleifen der Proben am RotoPol-35

ermöglichte die Herstellung standardisierter, planer Kontaktflächen. Auf diese Weise konnten Unebenheiten, Abweichungen in der Kontaktflächengröße und Unterschiede in den Oberflächenrauigkeiten vermieden werden. Studien konnten zeigen, dass die Verwendung von Schleifpapier zur Oberflächenbehandlung gegenüber diamantierten Schleifern keinen signifikanten Einfluss auf die erhaltenen Versuchsergebnisse hat (Rocha et al., 2006; Umino et al., 2006).

Die gemessenen Scherfestigkeiten hängen maßgeblich von der Größe der Kontaktfläche zwischen Dentin, Dentinhaftvermittlersystem und Füllungsmaterial ab (Braga et al., 2010). In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss der Applikationstechnik des Self-Etch-Adhäsivs Futurabond M untersucht. Als Kontrolle diente Prime & Bond[®] NT. Auf den eingebetteten Proben wurden penibel genau, entsprechend der geplanten Versuchsgruppen 1 - 10 die Dentinhaftvermittler appliziert, denn nicht selten liegt ein Verbundversagen einer Kompomerfüllung am fehlerhaften Anwenden der Adhäsivtechnik. Häufig werden Primer und Bonding nur unzureichend appliziert, was zu einer sehr dünnen oder gar fehlenden Adhäsivschicht führt (Schneider, 2009). Die Polymerisation einer zu dünnen Adhäsivschicht könnte durch die Sauerstoffinhibitionsschicht beeinträchtigt werden, sodass das Kompomer beim Auftragen das Adhäsiv verdrängt (Ibarra et al., 2006). Einfläschensysteme, bei denen sehr kurze Applikationszeiten empfohlen werden, gelten in diesem Zusammenhang als besonders techniksensitiv (Schneider, 2009). Das Adhäsiv sollte ausreichend lang aufgetragen und kontrolliert verblasen werden (Schneider, 2009). In der vorliegenden Studie wurde auf diese Aspekte bei der Applikation der Adhäsive Futurabond M und Prime & Bond[®] NT sorgfältig geachtet. Außerdem wurden die vom Hersteller angegebenen Polymerisationszeiten genau eingehalten. Nach erfolgreicher Applikation der Dentinhaftvermittler ermöglichte ein Plexiglashohlzylinder als Formgebungshilfe die additive Applikation der Kompomere auf der definierten Kontaktfläche. Dieser Hohlzylinder mit einem Innendurchmesser von 2,5 mm wurde mittig auf den planen Proben positioniert. Auf diese Weise konnten die Kompomere standardisiert appliziert werden. Die Applikation der Kompomere erfolgte mit Inkrementen in Höhe von 1 mm zur Gewährleistung der vollständigen Polymerisation mit der Polymerisationslampe. Dieses Verfahren reduzierte die Polymerisationsschrumpfung und somit auch die Randspaltbildung. Neben der Dauer beeinflussen zusätzlich auch die Wellenlänge und Intensität der Bestrahlung die Polymerisation lighthärtender Füllungsmaterialien (Frankenberger, 2013). Im Rahmen dieser Studie wurde die Polymerisationslampe Demetron VCL 401 (Optilux (Kerr GmbH, Rastatt, D)) mit einer Leistung von 650 mW/cm² verwendet, die die Anforderungen des Herstellers, bei der Verwendung des Kompomers Dyract ein Lichtpolymerisationsgerät mit einer Lichtleistung von mindestens 500 mW/cm² zu verwenden,

erfüllt.

Weiterhin ermöglichte die Transparenz des Plexiglashohlzylinders eine Polymerisation der Kompomere bis zur Kontaktfläche am Dentin. Die definierte, kreisförmige Kontaktfläche betrug 4,91 mm². Um einen Einfluss differierender Transluzenzen der Kompomere durch unterschiedliche Farben zu vermeiden, wurde die Standardfarbe A2 verwendet. Nach der Füllungslegung wurden die Scherversuche mit der Tischprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D) durchgeführt. Dazu wurden die hergestellten Proben starr in der Tischprüfmaschine eingespannt. Die Kraftereinleitung erfolgte mit Hilfe eines Meißels senkrecht zur Kontaktfläche des Kompomers, präzise und nächstmöglich an der Kontaktfläche. Um ein Abschneiden der Füllung zu verhindern, wurde die Schneide des Meißels minimal abgestumpft. Weitergehende Einflüsse der Scherinstrumente konnten in aktuellen Studien nicht nachgewiesen werden (Tedesco et al., 2013). Die Querhauptgeschwindigkeit von 1 mm/min ermöglichte eine langsame Steigerung der Scherkräfte, wodurch unkontrollierte Abrisse und folglich Fehlmessungen vermieden werden konnten.

In der Mundhöhle sind die Milchzähne ständig Temperaturschwankungen ausgesetzt. Aufgrund unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanzen und Füllungsmaterialien können am Übergang von Füllung zu Zahn Spannungen auftreten, welche in Abhängigkeit von der Qualität des Haftverbunds und Stärke der Spannungen zu Randspaltbildung und verminderten Haftwerten führen können (Xie et al., 2010). Um in dieser Studie vergleichbare Bedingungen zu schaffen, wurden die Proben einem künstlichen Alterungsprozess, dem Thermocycling, unterzogen. Dafür wurden die Proben über 10000 Zyklen abwechselnd für jeweils 20 Sekunden in 5 °C und 55 °C temperierte, mit destilliertem Wasser gefüllte Bäder eingetaucht. Eine Standardisierung bezüglich Zyklenzahl, Temperatur und Verweildauer, welche zur Vergleichbarkeit von Studien beitragen würde, gibt es bisher noch nicht (Morresi et al., 2014).

5.3 Ergebnisse

Aufgrund der oftmals geringen Compliance der Patienten in der Kinderzahnheilkunde, werden die Behandler bei der Füllungstherapie an Milchzähnen vor große Schwierigkeiten gestellt. Daher werden zunehmend einfache und schnell zu verarbeitende Adhäsivsysteme bevorzugt (García-Godoy et Donly, 2015). Im Rahmen dieser Studie wurde das Self-Etch-Adhäsiv Futurabond M untersucht. Als Kontrolle diente Prime & Bond[®] NT.

In allen Versuchsgruppen konnten Scherfestigkeitswerte ermittelt werden. Die einfaktorielle Varianzanalyse der statistischen Auswertung konnte signifikante Unterschiede zwischen den

einzelnen Versuchsgruppen aufzeigen.

Futurabond M ist ein Self-Etch-Adhäsiv und gehört zu den Einflaschenadhäsivsystemen. In der Versuchsgruppe FM K oT wurde Futurabond M nach Herstellerangaben appliziert und erreichte eine Scherfestigkeit von $12,87 \text{ MPa} \pm 1,72 \text{ MPa}$. Die In-vitro-Studie von Krämer et al. zur Haftkraft verschiedener Self-Etch-Adhäsive an Milchzahndentin brachte kein eindeutiges Ergebnis und zeigte große Unterschiede in den erzielten Haftwerten am Milchzahndentin (Krämer et al., 2014). Unter den in dieser Studie untersuchten Self-Etch-Adhäsiven erreichten iBond SE und Clearfil SE Bond mit über 60 MPa höhere Zugfestigkeiten als Prime & Bond® NT mit 40 MPa und zeigten keine Frakturen am Dentin-Bonding-Interface. Die Adhäsive Xeno V+ und AdheSE One F erreichten hingegen nur geringe Haftkräfte von unter 25 MPa. Eine In-vitro-Studie von Gonzalez et al. aus dem Jahre 2011 konnte für die Adhäsivsysteme Xeno IV, Clearfil S3 Bond, Adper Prompt-L-Pop, AdheSE One, Bond Force und Optibond eine mittlere Scherfestigkeit am Milchzahndentin von 12,27 MPa ermitteln. Optibond diente in dieser Studie als Kontrollgruppe. Die Studie ist bezüglich des Versuchsaufbaus und der Versuchsdurchführung vergleichbar mit der vorliegenden Studie, wobei die Adhäsive Xeno IV, Clearfil S3 Bond, Adper Prompt-L-Pop, AdheSE One und Bond Force im Gegensatz zur vorliegenden Studie erst nach Applikation des verwendeten Restaurationsmaterials Estelite Sigma polymerisiert wurden. Die Adhäsive wurden in der Studie von Gonzalez et al. nach Herstellerangaben appliziert. Unterschiedliche Applikationstechniken wurden hingegen nicht betrachtet. Die Futurabond M-Versuchsgruppe FM K oT der vorliegenden Studie lag mit 12,87 MPa über dem von Gonzalez et al. ermittelten Durchschnitt. Ein mögliche Ursache für den in der vorliegenden Studie ermittelten Wert von 12,87 MPa könnte in der sicheren Polymerisation des Bondings, direkt nach dessen Applikation, liegen. Des Weiteren können Unterschiede in der Modifikation des smear layer durch die unterschiedlichen Zusammensetzungen der verwendeten Adhäsivsysteme bestehen. Die entstehende Hybridschicht ist ein entscheidender Faktor für die Haftung am Dentin (Agreste et al., 1996; Gwinnet et Kanca, 1992). Eine aktuelle Studie von Kensche et al. ermittelte Scherfestigkeitswerte am Milchzahndentin für die Self-Etch-Adhäsive XenoV von $13,44 \text{ MPa} \pm 5,43 \text{ MPa}$ und Optibond FL von $12,92 \text{ MPa} \pm 4,31 \text{ MPa}$ (Kensche et al., 2015). Das Studiendesign und die ermittelten Haftwerte der Self-Etch-Adhäsive sind vergleichbar mit der vorliegenden Studie. Vashisth et al. konnten Scherfestigkeitswerte zwischen 3,8 MPa und 7,5 MPa für die Adhäsivsysteme Adhe SE, Futurabond NR, Optibond und Scotchbond ermitteln (Vashisth et al., 2014). In dieser Untersuchung wurden die Dentinproben im Gegensatz zur vorliegenden Studie allerdings mit Natriumhypochlorid deproteiniert, mit Salzsäure demineralisiert und mit Alkohol dehydriert. Diese Vorbehandlung erklärt die erheblich geringeren Scherfestigkeitswerte.

Die Referenzgruppe PB oT wies in der vorliegenden Studie eine mittlere Scherfestigkeit von $13,89 \text{ MPa} \pm 2,52 \text{ MPa}$ auf. Kensche et al. ermittelten für Prime & Bond® NT am Milchzahndentin eine weitaus höhere Scherfestigkeit von $21,97 \text{ MPa} \pm 8,02 \text{ MPa}$, wobei das Dentin mit Phosphorsäure konditioniert wurde (Kensche et al., 2015). Schon 2004 zeigten Gotti et al. in einer Studie zum Bondingmechanismus von Prime & Bond® NT an Milchzähnen, dass das Konditionieren von Milchzahndentin mit Phosphorsäure vor Applikation des Einflaschenadhäsivs Prime & Bond® NT zu einem deutlich besseren Haftverbund führt (Gotti et al., 2004). Im Rahmen der vorliegenden Studie unterschieden sich die Scherfestigkeiten von Futurabond M und Prime & Bond® NT nicht signifikant voneinander.

In der Versuchsgruppe FM 2-1 oT wurde Futurabond M zweimalig appliziert und anschließend polymerisiert. Diese Modifikation zeigte mit $13,87 \text{ MPa} \pm 3,22 \text{ MPa}$ keine signifikant höheren Scherfestigkeitswerte gegenüber der einmaligen Applikation in der Gruppe FM K oT. Bei dieser sogenannten Double-layer Applikation werden nacheinander zwei Schichten des Bondings ohne zwischenzeitliche Polymerisation aufgetragen, um eine adäquate Benetzung und Infiltration des Dentins zu erreichen. Untersuchungen konnten zeigen, dass zweimaliges Dentinbonding die Mikrozughaftung in Abhängigkeit vom verwendeten Adhäsiv verbessern konnte (Taschner et al., 2014). In der Studie von Taschner et al. führte die Double-layer Applikation bei den Adhäsivsystemen iBondSE, Clearfil S3 Bond und XenoV+ auch zu einer Zunahme der ermittelten Scherfestigkeiten. Das Adhäsivsystem Scotchbond Universal zeigte jedoch keinen Unterschied zwischen Single- und Double-layer Applikation. Malekafzali et al. stellten in ihrer Untersuchung zum Einfluss der Mehrfachapplikation des Adhäsivs Adper Single Bond Plus auf die Scherfestigkeit am Milchzahndentin fest, dass die Mehrfachapplikation nicht zu einer Verbesserung der Scherfestigkeit führt (Malekafzali et al., 2013). Dieses Ergebnis wird durch die vorliegende Studie bestätigt.

Eine weitere Modifikation der Applikationstechnik von Futurabond M wurde in der Versuchsgruppe FM 2-2 oT untersucht. Diese Applikationstechnik unterscheidet sich von der Double-layer Applikation darin, dass hierbei beide Bondingschichten separat polymerisiert werden. Für diese Versuchsgruppe wurde eine Scherfestigkeit von $12,58 \text{ MPa} \pm 2,39 \text{ MPa}$ ermittelt. Auch diese Werte unterschieden sich nicht signifikant von der Versuchsgruppe FM K oT. In der Literatur liegen für diese spezielle Applikationstechnik leider keine vergleichbaren Studien vor. Malekafzali et al. beschrieben in ihrer Studie als mögliche Vorteile der Mehrfachapplikation der Adhäsive die verbesserte Diffusion der Monomere in das Dentin und die bessere Verdunstung von Lösungsmitteln aus dem Bonding (Malekafzali et al., 2013). Aufgrund der Polymerisation der einzelnen Bondingschichten in der Versuchsgruppe FM 2-2 oT werden diese Mechanismen allerdings verhindert. Eine Infiltration der Monomere der zweiten

Bondingschicht durch die polymerisierte erste Bondingschicht ist daher nicht möglich.

Als weitere Modifikation wurde die zusätzliche Konditionierung des Dentins mit Phosphorsäure untersucht. In der Versuchsgruppe FM A oT mit $12,24 \text{ MPa} \pm 2,31 \text{ MPa}$ konnte gegenüber der Kontrollgruppe FM K oT keine signifikante Steigerung der Scherfestigkeit erreicht werden ($p > 0,05$, Tukey's Test). Die Konditionierung des Dentins mit Phosphorsäure führt zur Öffnung der Dentintubuli und Erweiterung der Tubuluseingänge, wodurch die Kontaktfläche des Dentin-Bonding-Interfaces vergrößert wird (Osorio et al., 2010). Gleichzeitig bewirkt die Säurekonditionierung jedoch eine Demineralisation des Dentins, wobei angenommen wird, dass der verbleibende Mineralgehalt im Dentin zum Haftverbund der Adhäsive beiträgt (Osorio et al., 2010).

Die Versuchsgruppe PB oT ($13,89 \text{ MPa} \pm 2,52 \text{ MPa}$) wies in der vorliegenden Studie eine signifikant höhere Scherfestigkeit als FM 2-2 mT ($9,28 \text{ MPa} \pm 3,40 \text{ MPa}$) auf ($p < 0,05$, Tukey's Test). Im Vergleich zu FM 2-2 mT ($9,28 \text{ MPa} \pm 3,40 \text{ MPa}$) bestand bei FM 2-1 oT eine signifikant höhere Scherfestigkeit mit $13,87 \text{ MPa} \pm 3,22 \text{ MPa}$ ($p < 0,05$, Tukey's Test). Thermocycling kann die intraoralen Bedingungen sehr gut simulieren, welche die Bondingschicht beanspruchen (Palmer et al., 1992). In der Versuchsgruppe FM 2-2 führte das Thermocycling zur größten relativen Reduktion der mittleren Scherfestigkeit um 26,23 %. Beim zweifachen Auftragen des Bondings mit jeweiliger Polymerisation kann es zwischen der ersten und zweiten Bondingschicht nicht mehr zur Ausbildung einer Hybridschicht und Tags im Dentin kommen. Dies scheint sich äußerst nachteilig auf die Scherfestigkeit nach künstlicher Alterung durch Thermocycling auszuwirken. Obwohl bei Milchzähnen im Gegensatz zu permanenten Zähnen eine Reduktion der Ätzdauer auf 7 s empfohlen wird (Gateva et al., 2012), verminderte die zusätzliche Phosphorsäureätzung des Dentins für 15 s die relative Reduktion der mittleren Scherfestigkeit durch Thermocycling auf nur 5,9 % von $12,24 \text{ MPa}$ auf $11,52 \text{ MPa}$. Unter den Versuchsgruppen mit Futurabond M ist dies auch der höchste Mittelwert nach Thermocycling, wobei der Tukey-Test auch hier keine Signifikanz ergab ($p > 0,05$, Tukey's Test). In einer Studie von Baghdadi wurde unter anderem der Einfluss der zusätzlichen Phosphorsäureätzung vor dem Bonding am Milchzahndentin untersucht (Baghdadi, 2003). Die Vorbehandlung der Proben und die Versuchsdurchführung sind vergleichbar mit der vorliegenden Studie. Baghdadi ermittelte für das Adhäsivsystem Prime & Bond® NT durch zusätzliche Phosphorsäureätzung eine Zunahme der mittleren Scherfestigkeit um 7,79 MPa. Zum Einfluss der zusätzliche Phosphorsäureätzung auf die Scherfestigkeitswerte von Dentinhaftvermittlersystemen an Milchzahndentin nach Thermocycling liegen in der Literatur noch keine Studien vor. Die zusätzliche Vorbehandlung des Milchzahndentins mit Phosphorsäureätzung führte in der vorliegenden Studie nicht zu einer signifikanten Steigerung der Scherfestigkeit nach

Thermocycling. In der Literatur wird beschrieben, dass Phosphorsäurekonditionierung zusätzliche Mikroporositäten im Dentin erzeugt, wodurch es zur verbesserten Verzahnung zwischen Bonding und Dentin sowie zur Steigerung der mikromechanischen Retention kommen könnte (Juloski et al., 2012). Unter allen Versuchsgruppen bewirkte die künstliche Alterung durch Thermocycling eine Reduktion der Scherfestigkeiten, wobei diese nicht signifikant war. Diese Reduktion ist auf die thermische Wechselbelastung des Dentin-Bonding-Interfaces zurückzuführen und konnte auch in einer Studie von El Sayed beobachtet werden (El Sayed et al., 2014). Das 55 °C heiße Wasser, welches beim Thermocycling verwendet wird, führt zur beschleunigten Hydrolyse des Kollagenflechts und zur Ausschwemmung von nicht ausreichend polymerisierten Dentinadhäsiv-Oligomeren (De Munck et al., 2005). Außerdem bewirken die Temperaturunterschiede zwischen dem 55 °C heißen und 5 °C kalten Wasserbädern wiederholte Kontraktions- und Expansions-Belastungen am Dentin-Bonding-Interface (De Munck et al., 2005). Akin et al. konnten hingegen in ihrer Studie keinen Einfluss von Thermocycling auf die Haftung von Self-Etch-Adhäsiven am Dentin beobachten (Akin et al., 2012).

5.4 Schlussfolgerungen und Perspektiven

In der vorliegenden In-vitro-Studie konnte der Einfluss der Applikationstechnik von Futurabond M auf die Scherfestigkeit an Milchzahndentin untersucht werden. Die überwiegende Studienlage zu Scherfestigkeiten von Dentinhaftvermittlersystemen am Dentin permanenter Zähne kann aufgrund der andersartigen Morphologie und Histologie des Milchzahndentins nicht vollständig auf Milchzähne übertragen werden. Besonders in der Kinderzahnheilkunde ergibt sich jedoch für den Zahnarzt die Schwierigkeit, ein den erschwerten Behandlungsbedingungen angemessenes Bondingsystem auszuwählen. So bieten die modernen Self-Etch-Adhäsive eine Alternative im Vergleich zu den an den permanenten Zähnen bewährten und klinisch erprobten Bondingsystemen. Diese Studie wurde durchgeführt, da in der Literatur nur sehr wenig Ergebnisse zu Scherfestigkeiten von Self-Etch-Adhäsiven an Milchzahndentin vorliegen und eine einfache, schnelle Applikation des Adhäsivs in der Kinderzahnheilkunde besonders wichtig ist. In dieser Studie wurde gezeigt, dass das Self-Etch-Adhäsiv Futurabond M bezüglich der Scherfestigkeit an Milchzahndentin eine geeignete Alternative zum bewährten Adhäsiv Prime & Bond[®] NT darstellt. Die verschiedenen Modifikationen der Applikationstechnik von Futurabond M erreichten in dieser Studie unter Laborbedingungen vergleichbar gute Ergebnisse hinsichtlich ihrer Scherfestigkeiten. Auch nach künstlicher Alterung unterschieden sich die erzielten Haftwerte der Modifikationen nicht wesentlich voneinander. Ausgehend von diesen Ergebnissen lässt sich schlussfolgern, dass die Applikation von Futurabond M nach Herstellerangaben noch

immer die Methode der Wahl darstellt, um vergleichbar hohe Scherfestigkeitswerte wie das klinisch bewährte Prime & Bond® NT an Milchzahndentin zu erzielen. Möglicherweise könnten sich Vorteile hinsichtlich der unterschiedlichen Modifikationen der Applikationstechnik erst in Kombination mit einer weiterführenden klinischen Studie herausstellen.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, die Scherfestigkeit des Self-Etch-Adhäsivs Futurabond M an Milchzahndentin unter verschiedenen Applikationstechniken vor und nach Thermocycling zu untersuchen.

Aus frisch extrahierten, kariesfreien, menschlichen Milchzähnen wurden 120 zylinderförmige Proben mit einem Durchmesser von 2,9 mm gewonnen. Sie wurden mit NaCl-Lösung gesäubert und in Technovit 4071 eingebettet.

Danach wurden die Proben randomisiert in zehn Gruppen eingeteilt, Futurabond M beziehungsweise Prime & Bond[®] NT appliziert und mit einem Kompomer beschichtet. Futurabond M (FM) und Prime & Bond[®] NT (PB) wurden nach Herstellerangaben verarbeitet. Prime & Bond[®] NT diente als Kontrolle. Für das Adhäsiv Futurabond M wurden zusätzlich Modifikationen der Applikationstechnik untersucht.

Um die Versuchsgruppen untereinander zu vergleichen, wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Anschließend wurden mit Hilfe des Tukey-Tests die Versuchsgruppen untereinander auf signifikante Unterschiede untersucht.

In der Versuchsgruppe FM K oT erreichte Futurabond M eine Scherfestigkeit von $12,87 \text{ MPa} \pm 1,72 \text{ MPa}$. Die Referenzgruppe PB oT wies in der vorliegenden Studie eine mittlere Scherfestigkeit von $13,89 \text{ MPa} \pm 2,52 \text{ MPa}$ auf. Im Rahmen der vorliegenden Studie unterschieden sich die Scherfestigkeiten der Kontrollgruppen von Futurabond M und Prime & Bond[®] NT nicht signifikant voneinander ($p > 0,05$, Tukey's Test).

In der Versuchsgruppe FM 2-1 oT wurde Futurabond M zweimalig appliziert und anschließend polymerisiert. Diese Modifikation zeigte mit $13,87 \text{ MPa} \pm 3,22 \text{ MPa}$ keine signifikant höheren Scherfestigkeitswerte gegenüber der einmaligen Applikation in der Gruppe FM K oT ($p > 0,05$, Tukey's Test). Eine weitere Modifikation der Applikationstechnik von Futurabond M wurde in der Versuchsgruppe FM 2-2 oT untersucht. Diese Applikationstechnik unterscheidet sich von der Double-layer Applikation darin, dass hierbei beide Bondingschichten separat polymerisiert werden. Für diese Versuchsgruppe wurde eine Scherfestigkeit von $12,58 \text{ MPa} \pm 2,39 \text{ MPa}$ ermittelt. Auch diese Werte unterschieden sich nicht signifikant von der Versuchsgruppe FM K oT. Als weitere Modifikation wurde die zusätzliche Konditionierung des Dentins mit Phosphorsäure untersucht. In der Versuchsgruppe FM A oT mit $12,24 \text{ MPa} \pm 2,31 \text{ MPa}$ konnte gegenüber der Kontrollgruppe FM K oT keine signifikante Steigerung der Scherfestigkeit erreicht werden.

Innerhalb der Versuchsgruppen bewirkte die künstliche Alterung durch Thermocycling eine Reduktion der Scherfestigkeiten, wobei diese nicht signifikant war. Nur die Versuchsgruppe FM

2-2 mT erzielte mit $9,28 \text{ MPa} \pm 3,40 \text{ MPa}$ gegenüber der Referenz PB oT ($13,89 \text{ MPa} \pm 2,52 \text{ MPa}$) und im Vergleich zur Versuchsgruppe FM 2-1 oT ($13,87 \text{ MPa} \pm 3,22 \text{ MPa}$) eine signifikant niedrigere Scherfestigkeit.

Die ermittelten Ergebnisse zeigen, dass das Self-Etch-Adhäsiv Futurabond M vergleichbare Scherfestigkeitswerte wie das klinisch bewährte Prime & Bond[®] NT an Milchzahndentin erzielt. Sowohl die Applikation nach Herstellerangaben als auch die Modifikationen der Applikationstechnik von Futurabond M führten zu gleichermaßen hohen Scherfestigkeitswerten. Eine Steigerung der Scherfestigkeiten konnte durch die Modifikationen jedoch nicht erzielt werden, sodass die Applikation von Futurabond M nach Herstellerangaben noch immer die Methode der Wahl darstellt.

7 LITERATURVERZEICHNIS

Adiga S, Ataide I, Fernades M (2013) Comparative evaluation of etch pattern, the length of resin tags, and shear bond strength of all-in-one adhesive system on intact enamel with and without phosphoric acid pre-etching: An in vitro investigation. *SRM Journal of Research in Dental Sciences* 4:106.

Agostini FG, Kaaden C, Powers JM (2001) Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatric dentistry* 23:481-486.

Agreste MOV, Feigal RJ, Bretz WA, Jacobson JJ, Nör JE (1996) Dentin bonding: SEM evaluation of the glass ionomer-dentim interface. *Lecta-USF* 14:37-52.

Akin GE, Herguner-Siso S, Ozcan M, Ozel-Bektas O, Akin H (2012) Bond strengths of one-step self-etch adhesives to laser-irradiated and bur-cut dentin after water storage and thermocycling. *Photomedicine and laser surgery* 30:214-221.

Angker L, Swain MV, Kilpatrick N (2003) Micro-mechanical characterisation of the properties of primary tooth dentine. *Journal of dentistry* 31:261-267.

Aquilino SA, Williams VD (1987) The effect of storage solutions and mounting media on the bond strenghts of a dentinal adhesive to dentin. *Dental Materials* 3:131-134.

Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE (2003) Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *Journal of Adhesive Dentistry* 5:47-56.

Attin T, Opatowski A, Meyer C, Zingg-Meyer B, Buchalla W, Mönting JS (2001) Three-year follow up assessment of Class II restorations in primary molars with a polyacid-modified composite resin and a hybrid composite. *American journal of dentistry* 14:148-152.

Avery JK, Steele PF, Avery N: *Oral development and histology*. Thieme, 2011, pp. 213-225.

Baghdadi ZD (2003) Bond strengths of Dyract AP compomer material to dentin of permanent and primary molars: phosphoric acid versus non-rinse conditioner. *Journal of dentistry for children* 70:145-152.

Balkenhol M: *Gluma One Bond, Scientific Documentation*. Heraeus Kulzer, Hanau, 1998, pp. 5-50.

Batista GR, Torres CRG, Caneppele TMF, Sasaki A, Fernandes RS, Valdetaro F, Freitas CP, Borges AB (2010) Application Method and Enamel Hydration on Bonding of Self-Etching Adhesives. *IADR Barcelona, Poster #2205*.

Berry EA, von der Lehr WN, Herrin HK (1987) Dentin surfaces treated for the removal of the

Smear layer: a SEM study. *Am J Dent Assoc* 115:65-67.

Boaro LCC, Brandt WC, Meira JBC, Rodrigues FP, Palin WM, Braga RR (2014) Experimental and FE displacement and polymerization stress of bonded restorations as a function of the C-Factor, volume and substrate stiffness. *Journal of dentistry* 42:140-148.

Bolaños-Carmona V, González-López S, Briones-Luján T, De Haro-Muñoz C, de la Macorra JC (2006) Effects of etching time of primary dentin on interface morphology and microtensile bond strength. *Dental Materials* 22:1121-1129.

Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of “macro” test methods. *Dental Materials* 26:38-49.

Buonocore MG (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research* 34:849-853.

Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, Biasotto M, Contardo L, Breschi L (2005) Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *European journal of oral sciences* 113:525-530.

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. *Australian Dental Journal* 56:31-44.

Casgrande L, Brayner R, sarmiento Barata J, Borba de Araujo F (2005) Cervical microleakage in composite restorations of primary teeth-in-vitro study. *J Dent* 33:627–32.

Chiego DJ (2014) *Essentials of Oral Histology and Embryology: A Clinical Approach*. Elsevier Health Sciences 73-92.

Chowdhary N (2010) Dentin comparison in primary and permanent molars under transmitted and polarised light microscopy: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 28:167.

Courson F, Bouter D, Ruse ND, Degrange M (2005) Bond strengths of nine current dentine adhesive systems to primary and permanent teeth. *Journal of oral rehabilitation* 32:296-303.

da Silva Telles PD, Machado MAAM, Nor JE (2001) SEM study of a self-etching primer adhesive system used for dentin bonding in primary and permanent teeth. *Pediatric Dentistry* 23:315-320.

Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A (1984) The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of dental research* 63:1396-1399.

De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005) Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom

dentin after thermo-cycling. *Dental Materials* 21:999-1007.

De Munck JD, 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. *Journal of dental research* 84:118-132.

Demir T, Tirali RE (2013) Effects of different light sources on microleakage of cervical compomer restorations in primary teeth. *International Journal of Clinical Dental Science* 4:1-2.

Dippel HW, Borggreven JPM, Hoppenbrouwers PMM (1984) Morphology and permeability of the dentinal smear layer. *The Journal of prosthetic dentistry* 52:657-662.

Dunn WJ, Söderholm KJ (2001) Comparison of shear and flexural bond strength tests versus failure modes of dentin bonding systems. *American journal of dentistry* 14:297-303.

El-Housseiny AA, Farsi N (2002) Sealing ability of a single bond adhesive in primary teeth. An in vivo study. *International Journal of Paediatric Dentistry* 12:265-270.

El Sayed HY, Abdalla AI, Shalby ME, Essa ME, Amin DM (2014) Effect of thermocycling on the micro-shear bond strength of solvent free and solvent containing self-etch adhesives to dentin. *Tanta Dental Journal* 28-34.

Eshghi A, Esfahan RK, Khoroushi M (2011) A simple method for reconstruction of severely damaged primary anterior teeth. *Dental research journal* 8:221.

Faroz AM, Lupi-Pegurier L, Müller M, Weerheijm KL (2001) Restorative materials used on primary teeth: a comparative study between two European universities: Nice and Amsterdam. *ASDC journal of dentistry for children* 68:339.

Fehrenbach MJ, Popowics T (2015) *Illustrated dental embryology, histology, and anatomy*. Elsevier Health Sciences 18-268.

Foong J, Lee K, Nguyen C, Tang G, Austin D, Ch'ng C, Burrow MF, Thomas DL (2006) Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. *Australian dental journal* 51:252-257.

Forss H, Widström E (2003) The post-amalgam era: a selection of materials and their longevity in the primary and young permanent dentitions. *International Journal of Paediatric Dentistry* 13:158-164.

Frankenberger, R. *Adhäsiv-Fibel: Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg*, Spitta, 2013, S. 200-247.

Frankenberger R, Krämer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM (2007) Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro?. *Journal of Adhesive*

Dentistry 9:107.

Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A (1997) Die Verbindung von Adhäsivsystemen unterschiedlicher Generationen mit Schmelz und Dentin der ersten und zweiten Dentition. Dtsch Zahnärztl Z 795-799.

Frankenberger R, Tay FR (2003) Fatigue behaviour of self-etch vs. etch-and-rinse adhesives. Trans Acad Dent Mater 17:134.

García-Godoy F, Donly KJ (2015) Dentin-Enamel Adhesives in Pediatric Dentistry: An Update. Pediatric dentistry 37:133-135.

Gateva N (2012) Hybrid layer thickness in primary and permanent teeth – a comparison between total etch adhesives. Journal IMAB–Annual Proceeding Scientific Papers 18:191-199.

Gale MS, Darvell BW (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. Journal of Dentistry 27:89-99.

Gjorgievska E (2011) Clinical performance of fluoride-releasing dental restoratives. Prilozi, 32:283-294.

Glock KG. 2000. Bearbeitung von Zahnhartsubstanzen mit dem CO₂-Swiftlase®-Lasersystem-eine in-vitro Studie [Dissertation]. München:Technische Universität

Gonzalez G, Rich AP, Finkelman MD, Defuria C (2011) Shear bond strength of seventh generation bonding agents on dentin of primary teeth - an in vitro study. General dentistry 60:46-50.

Gotti G, Goracci C, García-Godoy F, Ferrari M (2004) Evaluation of the bonding mechanism of an adhesive material to primary teeth. Journal of dentistry for children 71:54-60.

Gre C, de Andrada MAC, Junior SM (2016) Microtensile bond strength of a universal adhesive to deep dentin. Brazilian Dental Science 19:104-110.

Gross LC, Griffen AL, Casamassimo PS (2001) Compomers as class II restorations in primary molars. Pediatr Dent 23:24-27.

Gwinnett AJ, Kanca JA (1992) Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. American journal of dentistry 5:73-77.

Hartwig CA. 2007. Haftung einer Lithiumdisilikat-Keramik an verschiedenen Oberflächen vor und nach thermozyklischer Belastung [Dissertation]. Berlin: Freie Universität

Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Tay FR, Oguchi H, Araki Y, Kubota M (2002) Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding

systems. *Journal of dentistry* 30:99-105.

Hebling J, Castro FL, Costa CA (2007) Adhesive performance of dentin bonding agents applied in vivo and in vitro. Effect of intrapulpal pressure and dentin depth. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 83:295-303.

Heintze SD, Rousson V, Mahn E (2015) Bond strength tests of dental adhesive systems and their correlation with clinical results—A meta-analysis. *Dental Materials* 31:423-434.

Hellwig E, Klimek J, Attin T: *Einführung in die Zahnerhaltung*. Urban und Fischer Verlag, München, 2007, S. 155-200.

Heymann HO, Bayne SC (1993) Current concepts in dentin bonding: Focusing on dentinal adhesion factors. *Journal of the American Dental Association* 124:26.

Hse KM, Wei SH (1997) Clinical evaluation of compomer in primary teeth: 1-year results. *Journal of the American Dental Association* 128:1088-1098.

Ibarra G, Vargas MA, Geurtsen W (2006) Interfacial and surface characterization of two self-etching adhesive systems and a total-etch adhesive after bonding to ground and unground bovine enamel—a qualitative study. *Clinical oral investigations* 10:331-341.

Janda R (2008) Schmelz-Dentin-Adhäsive-Stand der Entwicklung. *Der freie Zahnarzt* 1:37-46.

Juloski J, Goracci C, Rengo C, Giovannetti A, Vichi A, Vulicevic ZR, Ferrari M (2012) Enamel and dentin bond strength of new simplified adhesive materials with and without preliminary phosphoric acid-etching. *American journal of dentistry* 25:239-243.

Kaaden C, Schmalz G, Powers JM (2003) Morphological characterization of the resin-dentin interface in primary teeth. *Clinical oral investigations* 7:235-240.

Kensche A, Dähne F, Wagenschwanz C, Richter G, Viergutz G, Hannig C (2015) Shear bond strength of different types of adhesive systems to dentin and enamel of deciduous teeth in vitro. *Clinical oral investigations* 1-10.

Klimm W: *Endodontologie*. Deutscher Ärzteverlag, 2011, S. 5-40.

Koch G, Poulsen S (2013) *Pediatric Dentistry: A Clinical Approach*. John Wiley & Sons 291-296.

Krämer N, Frankenberger R (2009) Füllungstherapie im Milchgebiss. *Zahnmedizin up2date* 3:339-358.

Krämer N, Tilch D, Lücker S, Frankenberger R (2014) Status of ten self-etch adhesives for bonding to dentin of primary teeth. *International Journal of Paediatric Dentistry* 24:192-199.

- Krithikadatta J (2010) Clinical effectiveness of contemporary dentin bonding agents. *Journal of conservative dentistry* 13:173.
- Lee M, Kanavakis G (2015) Comparison of shear bond strength and bonding time of a novel flash-free bonding system. *The Angle Orthodontist* 265-270.
- 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. *Journal of the American Dental Association* 138:1599-1603.
- Lehmann, KM, Hellwig E, Wenz HJ: *Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde; mit 32 Tabellen*. Deutscher Ärzteverlag, 2012, S. 39-40.
- Loguercio AD, Muñoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigão J (2015) Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance?. *Journal of dentistry* 43:1060-1070.
- Lohbauer U, Nikolaenko SA, Petschelt A, Frankenberger R (2008) Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *The journal of adhesive dentistry* 10:97.
- Loyola-Rodriguez JP, Zavala-Alonso V, Reyes-Vela E, Patiño-Marin N, Ruiz F, Anusavice KJ (2010) Atomic force microscopy observation of the enamel roughness and depth profile after phosphoric acid etching. *Journal of electron microscopy* 59:119-125.
- Lussi A (2010) Composite materials: Composition, properties and clinical applications. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin* 120:972-979.
- Mahoney P (2010) Two-dimensional patterns of human enamel thickness on deciduous (dm1, dm2) and permanent first (M1) mandibular molars. *archives of oral biology* 55:115-126.
- Malekafzali B, Ghasemi A, Torabzadeh H, Hamedani R, Tadayon N (2013) Effect of multiple adhesive coating on microshear bond strength to primary tooth dentin. *Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences* 10:169-74.
- Marado LM, Campanacho V (2013) Carabelli's trait: Definition and review of a commonly used dental non-metric variable 24-39.
- Milia E, Cumbo E, Cardoso JA, Gallina G (2012) Current dental adhesives systems. A narrative review. *Current pharmaceutical design* 18:5542-5552.
- Mine A, De Munck JD, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, Yoshida Y, Suzuki K, Van Meerbeek B (2012) Effect of low-shrinking composite on the bonding effectiveness of two adhesives in occlusal Class-I cavities. *Dental materials journal* 31:418-426.
- Mithiborwala S, Chaugule V, Munshi AK, Patil V (2012) A comparison of the resin tag penetration of the total etch and the self-etch dentin bonding systems in the primary teeth: An in

vitro study. *Contemporary clinical dentistry* 3:158.

Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK (1998) Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *American journal of dentistry* 11:118-122.

Montes MA, De Goes MF, Sinhoreti MA (2004) The in vitro morphological effects of some current pre-treatments on dentin surface: a SEM evaluation. *Operative dentistry* 30:201-212.

Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A (2014) Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 29:295-308.

Mortimer KV (1970) The relationship of deciduous enamel structure to dental disease. *Caries research* 4:206-223.

Moss ML (1974) Studies on dentin. *Cells Tissues Organs* 87:481-507.

Muñoz MA, Sezinando A, Luque-Martinez I, Szesz AL, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH, Perdigão J (2014) Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *Journal of dentistry* 42:595-602.

Nagi SM (2015) Durability of solvent-free one-step self-etch adhesive under simulated intrapulpal pressure. *Journal of clinical and experimental dentistry* 7:466.

Naguchi H, Nakano N, Kumasaka A, Etcher Y (1982) Evaluation of Japanese dental adhesives. *J Dent Eng* 60:16.

Nanci A: *Ten Cate's Oral Histology-Pageburst on VitalSource: Development, Structure, and Function*. Elsevier Health Sciences, 2007, pp. 79-107.

Naujoks R, Schade H, Zelinka F (1967) Chemical composition of different areas of the enamel of deciduous and permanent teeth (the content of Ca, P, CO₂, Na and N₂). *Caries research* 1:137-143.

Nelson S, Ash M: *Wheeler's dental anatomy: physiology and occlusion*. St. Louis, Saunders, 2010, 1-50.

Nikolić M. 2015. *Langlebigkeit von Komposit- und Kompomer-Restaurationen an Milchmolaren mit und ohne Ruhigstellung der Patienten: eine retrospektive Studie [Dissertation]*. Regensburg: Universität

Oesterreich D, Ziller S (2005) Mundgesundheitsziele für Deutschland bis zum Jahr 2020. *Public Health Forum* 13:22-23.

Okida RC, Martins TM, Briso ALF (2007) In vitro evaluation of marginal leakage in bonded

restorations, with mechanical or chemical-mechanical (Carisolv) removal of carious tissue. *Brazilian oral research* 21:176-181.

Osorio R, Aguilera FS, Otero PR, Romero M, Osorio E, García-Godoy F, Toledano M (2010) Primary dentin etching time, bond strength and ultra-structure characterization of dentin surfaces. *Journal of dentistry* 38:222-231.

Öztürk B, Malkoç S, Koyutürk AE, Çatalbaş B, Özer F (2008) Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *The European Journal of Orthodontics* 30:407-412.

Oussoren E, Brands MMMG, Ruijter GJG, van der Ploeg AT, Reuser AJJ (2011) Bone, joint and tooth development in mucopolysaccharidoses: Relevance to therapeutic options. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Molecular Basis of Disease* 1812:1542-1556.

Palmer DS, Barco MT, Billy EJ (1992) Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *The Journal of prosthetic dentistry* 67:325-327.

Pashley DH, Pashley EL (1991) Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. *American journal of dentistry* 4:5-9.

Pashley DH (1992) The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Operative dentistry* 17:229.

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA (1993) Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence int* 24:618-631.

Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee KA, Carrilho M, Donnelly A, Garcia-Godoy F (2007) From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *American journal of dentistry* 20:7.

Pegado REF, do Amaral FLB, Flório FM, Basting RT (2010) Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *European journal of dentistry* 4:110.

Perdigão J, Frankenberger R (2001) Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence International* 32.

Perdigão J, Ramose JC, Lambrechts P (1997) In vitro interfacial relationship between human dentin and one-bottle dental adhesives. *Dental Materials* 13:218-227.

Perdigão J (2007) New developments in dental adhesion. *Dental Clinics of North America* 51:333-357.

Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B (2015) Thirteen-year randomized controlled clinical trial of a two-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. *Dental*

Materials 31:308-314.

Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2006) Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 95:472.

Pieper K (2009) Epidemiologische Begleituntersuchungen zur Gruppenprophylaxe 2000: Gutachten aus den Bundesländern bzw. Landesstellen Baden-Württemberg, Berlin, Brandenburg, Bremen, Hamburg, Hessen, Mecklenburg-Vorpommern, Niedersachsen, Nordrhein, Rheinland-Pfalz, Sachsen-Anhalt, Schleswig-Holstein, Thüringen, Westfalen. DAJ.

Powers JM, Farah JW (2010) Technique sensitivity in bonding to enamel and dentin. *Compend Contin Educ Dent* 31:1-9.

Rai R, Gupta R (2013) In vitro evaluation of the effect of two finishing and polishing systems on four esthetic restorative materials. *JCD* 16:564.

Lüllmann-Rauch R: Histologie. Thieme, 2011, S. 342-361.

Rocha PI, Borges AB, Rodrigues JR, Arrais CAG, Giannini M (2006) Effect of dentinal surface preparation on bond strength of self-etching adhesive systems. *Brazilian oral research* 20:52-58.

Roeters JJ, Frankenmolen F, Burgersdijk RC, Peters TC (1998) Clinical evaluation of Dyract in primary molars: 3-year results. *Am J Dent* 11:143-148.

Rothová M, Feng J, Sharpe PT, Peterková R, Tucker AS (2010) Contribution of mesoderm to the developing dental papilla. *The International journal of developmental biology* 55:59-64.

Sardella TN, de Castro FLA, Sanabe ME, Hebling J (2005) Shortening of primary dentin etching time and its implication on bond strength. *Journal of dentistry* 33:355-362.

Schaller HG (1999) Schmelz- und Dentinhaftung: Geschichtliche Entwicklung, Wirkmechanismen und klinische Anwendung. *DFZ* 6:54-60.

Schäfer E (1999) Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftmechanismen der Dentinadhäsive; Teil 1: Grundlagen der Dentinadhäsion und Adhäsive der 1. bis 3. Generation. *Zahnärztliche Welt, Zahnärztliche Rundschau, Zahnärztliche Reform. Das Deutsche Zahnärzteblatt* 108:218-225.

Schäffer F (2005) Rasterelektronenmikroskopische Randspaltanalyse adhäsiv zementierter Wurzelkanalstifte aus glasfaserverstärktem Komposit, Zirkoniumdioxid und Titan [Dissertation]. Freiburg: Universität.

Scheid RC: Woelfel's dental anatomy. Lippincott Williams & Wilkins, 2012, pp. 173-220.

Schmidseder J: Ästhetische Zahnmedizin. Georg Thieme Verlag, 2011, S. 78-116.

Schmitt DC, Lee J (2002) Microleakage of adhesive resin systems in the primary and permanent dentitions. *Pediatric dentistry* 24:587-593.

Schneider H (2009) Fehler bei der Anwendung der Adhäsivtechnik. *ZWR*, 118:430-440.

Schroeder HE: Pathobiologie oraler Strukturen. Karger Medical and Scientific Publishers, 1992, S. 1-238.

Sezinando A, Perdigao J, Regalheiro R (2012) Dentin Bond Strengths of Four Adhesion Strategies after Thermal Fatigue and 6-Month Water Storage. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 24:345-355.

Severcan F, Haris PI: Vibrational spectroscopy in diagnosis and screening. Vol. 6. IOS Press, 2012, p. 274.

Shashikiran ND, Gunda S, Subba RV (2002) Comparison of resin-dentine interface in primary and permanent teeth for three different durations of dentine etching. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 20:124.

Shetty SM, Shetty RG (2012) Adaptation of Different Compomers to Primary Teeth Cavities. *J Orofac Res* 2:27-32.

Sikri VK: Textbook of operative dentistry, second edition, CBS Publisher & Distributors P Ltd, New Delhi, India, 2012, pp. 238-254.

Splieth CH, Santamaria RM: Füllungstherapie im Milchgebiss. *wissen kompakt*, 2014, 8. Jg., Nr. 1, S. 27-38.

Steiniger B, Schwarzbach H, Stachniss V: *Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Parodonts*. Thieme, 2010, S. 3-30.

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

Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Berry TP, Watanabe H, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M (2016) Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dental Materials* 32:9-21.

Taschner M, Kümmerling M, Lohbauer U, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R (2014) Effect of double-layer application on dentin bond durability of one-step self-etch adhesives. *Operative dentistry* 39:416-426.

Tay FR, Pashleyb DH (2002) Dental adhesives of the future. *J Adhes Dent* 91-103.

Tedesco TK, Garcia EJ, Soares FZM, Rocha RDO, Grande RHM (2013) Effect of Two Microshear Test Devices on Bond Strength and Fracture Pattern in Primary Teeth. *Brazilian dental journal* 24:605-609.

Thomsen KB, Peutzfeldt A (2007) Resin composites: strength of the bond to dentin versus mechanical properties. *Clinical oral investigations* 11:45-49.

Torres-Gallegos I, Zavala-Alonso V, Patiño-Marín N, Martínez-Castañón GA, Anusavice K, Loyola-Rodríguez JP (2012) Enamel roughness and depth profile after phosphoric acid etching of healthy and fluorotic enamel. *Australian dental journal* 57:151-156.

Tsuchiya S, Nikaido T, Sonoda H, Foxton RM, Tagami J (2004) Ultrastructure of the dentin-adhesive interface after acid-base challenge. *Journal of Adhesive Dentistry* 6:183-190.

Uekusa S, Yamaguchi K, Miyazaki M, Tsubota K, Kurokawa H, Hosoya Y (2006) Bonding efficacy of single-step self-etch systems to sound primary and permanent tooth dentin. *Operative dentistry* 31:569-576.

Umino A, Nikaido T, Sultana S, Ogata M, Tagami J (2006) Effects of smear layer and surface moisture on dentin bond strength of a waterless all-in-one adhesive. *Dental materials journal* 25:332-338.

Usha M, Deepak V, Venkat S, Gargi M (2007) Treatment of severely mutilated incisors: a challenge to the pedodontist. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry* 25:34.

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) Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University of Washington* 28:215-235.

Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G (1992) Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent Suppl* 15:111-124.

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A. (2011) State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials* 27:17-28.

Van Waes H, Stöckli PW: *Kinderzahnmedizin*. Vol. 17. Georg Thieme Verlag, 2001, S. 12.

Vashisth P, Mittal M, Goswami M, Chaudhary S, Dwivedi S (2014) Bond Strength and Interfacial Morphology of Different Dentin Adhesives in Primary Teeth. *Journal of Dentistry* 11:179.

Vertucci FJ (1978) Root canal morphology of mandibular premolars. *Journal of the American*

Dental Association 97:47-50.

Vongsavan N, Matthews RW, Matthews B (2000) The permeability of human dentine in vitro and in vivo. *Archives of oral biology* 45:931-935.

Vyas MB, Hantodkar N (2011) Resolving mandibular arch discrepancy through utilization of leeway space. *Contemporary clinical dentistry* 2:115.

Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U (2014) Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of dentistry* 42:800-807.

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

Weidenreich F (1925) Über den Bau und die Entwicklung des Zahnbeines in der Reihe der Wirbeltiere. *Zeitschrift für Anatomie und Entwicklungsgeschichte* 76:218.

Welbury RR, Shaw AJ, Murray JJ, Gordon PH, McCabe JF (2000) Paediatric dentistry: Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: final results after 42 months. *British dental journal* 189:93-97.

Xie C, Han Y, Zhao XY, Wang ZY, He HM (2010) Microtensile bond strength of one-and two-step self-etching adhesives on sclerotic dentin: the effects of thermocycling. *Operative dentistry* 35:547-555.

Yap AUJ, Wattanapayungkul P (2002) Effects of in-office tooth whiteners on hardness of tooth-colored restoratives. *Operative Dentistry* 27:137-141.

Zhang ZY, Tian FC, Niu LN, Ochala K, Chen C, Fu BP, Wang XY, Pashley DH, Tay FR (2016) Defying ageing: An expectation for dentine bonding with universal adhesives?. *Journal of dentistry* 45:43-52.

Zimmerman JN, Custodio W, Hatibovic-Kofman S, Lee YH, Xiao Y, Siqueira WL (2013) Proteome and peptidome of human acquired enamel pellicle on deciduous teeth. *International journal of molecular sciences* 14:920-934.

8 THESEN

1. Die Frühbehandlung von kariösen Läsionen an Milchzähnen ist von großer Bedeutung in der Kinderzahnheilkunde, um Folgeerkrankungen im Milchgebiss und im permanenten Gebiss zu verhindern.
2. Die Übertragung der Anwendung von Dentinhaftvermittlersystemen von permanenten Zähnen auf Milchzähne ist aufgrund der großen Unterschiede in der Morphologie und Histologie der Zahnhartsubstanzen nur eingeschränkt möglich.
3. Scherversuche sind in der Zahnmedizin eine geeignete Methode zur Ermittlung von Haftkräften.
4. Futurabond M als Vertreter der Self-Etch-Adhäsive ermöglicht eine einfache und schnelle Applikation und ist deshalb für die Kinderzahnheilkunde interessant.
5. Die Zielstellung dieser In-vitro-Studie war es, den Einfluss der Applikationstechnik eines Self-Etch-Adhäsivs (Futurabond M) auf die Scherfestigkeit an Milchzahndentin vor und nach künstlicher Alterung zu untersuchen. Als Kontrollgruppe diente Prime&Bond® NT in Kombination mit Dyract.
6. Die signifikant höchsten Werte wurden mit 13,87 MPa für Futurabond M bei zweifacher Applikation ohne zwischenzeitliche Polymerisation und mit 13,89 MPa für die Kontrolle Prime & Bond® NT ermittelt.
7. Bei zweifacher Applikation mit zwischenzeitlicher Polymerisation wies Futurabond M nach Thermocycling (9,28 MPa \pm 3,40 MPa) die signifikant niedrigsten Scherfestigkeitswerte auf.
8. Die Double-Layer Applikation, das zweifache Auftragen des Bondings Futurabond M mit jeweiliger Polymerisation und die zusätzliche Phosphorsäurekonditionierung des Dentins führten bei Futurabond M nicht zur signifikanten Steigerung der Scherfestigkeiten.
9. Eine künstliche Alterung durch Thermocycling führte nicht zur signifikanten Reduktion der Scherfestigkeiten.
10. Vereinfachte Applikationstechniken der Einflaschenadhäsive bieten gegenüber komplizierten Mehrflaschenadhäsiven im klinischen Alltag vor allem bei jungen Patienten mit geringer Compliance Vorteile, die die gegebenenfalls theoretisch erzielbaren, höheren Scherfestigkeitswerte von Mehrflaschensystemen überwiegen.

VI

9 SELBSTSTÄNDIGKEITSERKLÄRUNG

Hiermit erkläre ich, Sandro Strößner, geboren am 17.10.1987, an Eides statt, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Alle Regeln der guten wissenschaftlichen Praxis wurden eingehalten. Es wurden keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und die den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht.



Weißenfels, den 10.03.2017

Sandro Strößner

10 ERKLÄRUNG ÜBER FRÜHERE PROMOTIONSVERSUCHE

Hiermit erkläre ich, Sandro Strößner, geboren am 17.10.1987, bisher an keiner in- und/oder ausländischen Hochschule ein Gesuch um eine Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt zu haben.



Weißenfels, den 10.03.2017

Sandro Strößner

11 LEBENS LAUF**Persönliche Daten:**

Name: Sandro Ströbner
Geburtsdatum: 17.10.1987
Geburtsort: Weißenfels
Staatsangehörigkeit: deutsch
Anschrift: Auenweg 11C
06667 Weißenfels OT Markwerben
Telefon: 0176 56998956
E-Mail: sandro.stroessner@icloud.com
Familienstand: ledig

Schulbildung:

09/1994 – 08/1998 Herderschule Weißenfels (Grundschule)
09/1998 – 08/2000 Herderschule Weißenfels (Sekundarschule)
09/2000 – 07/2007 Goethe-Gymnasium Weißenfels
Abschluss: Abitur mit Erwerb des kleinen Latinums

Hochschulbildung:

10/2007 – 12/2012 Studium der Zahnmedizin an der
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
09/2008 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
02/2010 Zahnärztliche Vorprüfung
11/2012 Zahnärztliche Prüfung
12/2012 Approbation als Zahnarzt

seit 04/2013 Zahnarzt in der Zahnarztpraxis am Märchenbrunnen in
Weißenfels

12 **DANKSAGUNG**

Mein herzlicher Dank gilt Frau **Univ.-Prof. Dr. Katrin Bekes, MME**, (Universitätszahnklinik Wien, Fachbereich Kinderzahnheilkunde) für Ihre langjährige Beratung, Korrektur, Motivation und jegliche Unterstützung bezüglich dieser Arbeit.

Ich möchte auch Herrn **Univ.-Prof. Dr. Hans-Günter Schaller** (Direktor der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie des Universitätsklinikums Halle (Saale)) ganz besonders für die Unterstützung und die Zulassung zur Promotion an seiner Klinik danken.

Mein besonderer Dank gilt auch meinem Freund und Kommilitonen **Benjamin Bergmann** für seine langjährige Unterstützung.

Meinen lieben Eltern **Sylvia und Harald Strößner**, meinen lieben Großeltern **Hannelore und Heinrich Mieser** danke ich von ganzem Herzen für all ihre Mühen und Unterstützung.

Herrn **Holger Eichardt** danke ich herzlich für seine besondere Unterstützung und Motivation.