

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

**Der Einfluss erosiver Substanzen auf die Mikro-Zugfestigkeit verschiedener
Adhäsivsysteme in dentinbegrenzten Kavitäten
(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 Kristina Unverricht
geboren am 20. Januar 1987 in Sangerhausen

Betreuerin: Univ.-Prof. Dr. Katrin Bekes
Gutachter: 1. Univ.-Prof. Dr. Katrin Bekes (Wien)
2. Prof. Dr. Jürgen Setz (Halle)
3. OA Priv.-Doz. Dr. Felix Krause (Leipzig)

16.02.2016
24.08.2016

Meinen Eltern gewidmet.

Referat

Die steigende Prävalenz und Inzidenz von Erosionen verdeutlichen deren zunehmende Bedeutung als zahnmedizinische Erkrankung vor allem junger Patienten. Geschuldet ist dieser Trend insbesondere dem wachsenden Gesundheitsbewusstsein der Gesellschaft, welches eine ausgewogene Ernährung (Obst, Säfte) und ein intensives Mundhygieneverhalten verstärkt thematisiert. Therapeutisch können ausgedehnte Erosionen mittels der minimalinvasiven Komposittechnik versorgt werden, deren Haftgrundlage Adhäsivsysteme darstellen. Die aufgrund der Säureeinwirkung veränderte Dentinstruktur beeinflusst den Verbundmechanismus, wobei diesbezüglich Forschungsbedarf besteht. Zielstellung der vorliegenden *In-vitro*-Studie war es, den Einfluss erosiver Substanzen auf die Mikro-Zugfestigkeit drei verschiedener Adhäsivsysteme, OptiBond™ FL (O), Futurabond® DC (D) und Futurabond® M (M), sowie den Effekt einer Fluoridapplikation in dentinbegrenzten Kavitäten zu untersuchen. Die Versuchsdurchführung erfolgte an 225 humanen, standardisiert präparierten Dentinproben, die einem zyklischen De- und Remineralisationsvorgang unterzogen wurden oder als unbehandelte Vergleichsgruppe dienten. 90 Proben wurden mit Sprite® Zero für 4 x 10 min/Tag über 7 Tage erodiert (Gruppe S), 90 weitere gegenüber 0,05 M Zitronensäure für 6 x 5 min/Tag über 10 Tage säureexponiert (Gruppe Z). Jeweils die Hälfte der erodierten Proben wurde zusätzlich mit elmex® Erosionsschutz für 2 x täglich 2 min behandelt. Unter ständiger Dentinperfusion wurde die Mikro-Zugfestigkeit der verarbeiteten Adhäsivsysteme 15 min nach Polymerisation mit einer Universalprüfmaschine ermittelt. Die höchste mittlere Haftkraft von $25,46 \pm 5,02$ MPa ergab der Verbund von OptiBond™ FL auf unbehandeltem Dentin. Erosionen reduzierten die Mikro-Zugfestigkeiten der verwendeten Adhäsivsysteme im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant, sowohl im Sprite® Zero-Zyklus (SO $18,59 \pm 4,77$ MPa; SD $16,72 \pm 3,92$ MPa und SM $15,20 \pm 3,62$ MPa), als auch im Zitronensäure-Erosionszyklus (ZO $11,02 \pm 2,62$ MPa; ZD $9,82 \pm 1,72$ MPa und ZM $5,05 \pm 1,03$ MPa; $p < 0,05$; Tukey's Studentized Range Test). Im Sprite® Zero-Zyklus ergaben sich keine Unterschiede zwischen Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Systemen, im Zitronensäure-Erosionszyklus erzielte Futurabond® M hingegen signifikant niedrigere Haftkräfte ($p < 0,05$; Tukey's Studentized Range Test). Die Anwendung der Mundspüllösung elmex® Erosionsschutz verbesserte die Haftwerte im Zitronensäure-Erosionszyklus signifikant, unabhängig von der Wahl des Haftvermittlers ($p < 0,05$; Tukey's Studentized Range Test). Schlussfolgernd lässt sich festhalten, dass erosive Substanzen den Dentin-Komposit-Verbund signifikant beeinträchtigen. Mit Einschränkungen einer *In-vitro*-Studie können OptiBond™ FL und Futurabond® DC als Adhäsivsysteme für die klinische Erprobung empfohlen werden. Vor allem bei schweren Erosionen sollten zur Reduzierung eines Fortschreitens lokal applizierbare Fluoridpräparate zum Einsatz kommen.

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1	Einleitung
1	1
1.1	Dentin
1.1	2
1.2	Erosionen
1.2	4
1.2.1	Definition und Pathologie
1.2.1	4
1.2.2	Prävalenz
1.2.2	5
1.2.3	Ätiologie
1.2.3	6
1.2.4	Therapie und Prävention
1.2.4	8
1.3	Adhäsive
1.3	12
1.3.1	Grundlagen der Haftung
1.3.1	12
1.3.2	Haftung am Schmelz
1.3.2	12
1.3.3.	Haftung am Dentin
1.3.3.	13
1.3.4	Klassifizierung der Adhäsivsysteme
1.3.4	13
2	Zielstellung
2	18
3	Material und Methodik
3	19
3.1	Material
3.1	19
3.1.1	Dentinproben
3.1.1	19
3.1.2	Materialien des Erosionszyklus
3.1.2	19
3.1.3	Adhäsivsysteme
3.1.3	20
3.1.4	Kompositmaterial
3.1.4	23
3.2	Methodik
3.2	23
3.2.1	Herstellung der Dentinproben
3.2.1	23
3.2.2	Erosionszyklus
3.2.2	24
3.2.3	Versuchsaufbau
3.2.3	25
3.2.4	Versuchsablauf
3.2.4	26
3.2.5	Verarbeitung der Adhäsivsysteme
3.2.5	26
3.2.6	Verarbeitung des Kompositmaterials
3.2.6	28
3.2.7	Analyse
3.2.7	28
3.2.8	Statistik
3.2.8	29

4	Ergebnisse	30
5	Diskussion	34
5.1	Material und Versuchsdurchführung	34
5.1.1	Auswahl der Zähne	34
5.1.2	Probendesign	35
5.1.3	Erosionszyklus	35
5.1.4	Kompositmaterial	36
5.1.5	Versuchsdurchführung	37
5.1.6	Adhäsivsysteme	38
5.2	Ergebniskritik	39
5.2.1	Einfluss der Versuchsbedingungen	39
5.2.2	Einfluss der Erosionen	40
5.2.3	Einfluss der Fluoridapplikation	42
5.3	Schlussfolgerungen	43
6	Zusammenfassung	45
7	Literaturverzeichnis	47
8	Thesen	58
9	Tabellenanhang	59

Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen und Symbole

Abb.	Abbildung
AG	Aktiengesellschaft
Aufl.	Auflage
B.V.	besloten vennootschap (nl.), niederländische Kapitalgesellschaft ähnlich einer GmbH
Bis-EMA	Bisphenol-A-Ethidylmethacrylat
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
° C	Grad Celsius
CA	Kalifornien, Bundesstaat der USA
ca.	circa
cm	Zentimeter
D	Bundesrepublik Deutschland
DAB	Deutsches Arzneibuch
dt.	deutsch
engl.	englisch
et al.	et alii (lat.), und andere (dt.)
F ⁻	Fluorid-Ion(en)
FL	Fürstentum Liechtenstein
Gew.-%	Gewichtsprozent
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
g	Gramm
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
H ₂ O	Wasser
lat.	lateinisch
M	moles (lat.), Masse (dt.), molekulare Einheit der Stoffmenge

Mfg.	Manufacturing
MDP	Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat
min	Minute(n)
µm	Mikrometer
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MPa	Megapascal
mW	Milliwatt (1 Watt=1 Joule pro Sekunde)
N	Newton
NL	Niederlande
nm	Nanometer
o.g.	oben genannt
ppm	parts per million (engl.), relative Maßangabe
π	Pi, Kreiszahl (ca. 3,14)
PEG	Polyethylenglycol
pH	pondus hydrogenii (lat.), Wasserstoffionenkonzentration (dt.)
r	Radius
s	Sekunde(n)
Tab.	Tabelle
TEG-DMA	Trithylenglycol-Dimethacrylat
U	Umdrehung(en)
USA	United States of America (engl.), Vereinigte Staaten von Amerika (dt.)
Vol.-%	Volumenprozent
x	„Mal“, Operator für die Multiplikation

1 Einleitung

Die als Basis jeglichen Fortschrittes notwendige Adaptation an sich ändernde Bedingungen scheint vor allem in der Forschung unentbehrlich (Cohen, 2011). Mit dem Wandel des Gesundheitsbewusstseins wird in Deutschland zunehmend mehr Wert auf eine ausgewogene Ernährung und sorgfältige Mundhygiene gelegt (O’Sullivan und Milosevic, 2008). Den daraus resultierenden rückläufigen Kariesprävalenzen und -inzidenzen steht die wachsende Bedeutung nicht-kariöser Zahnhartsubstanzverluste gegenüber (Lussi, 2006; Schlueter et al., 2012). Dazu zählen Erosionen, die aufgrund des gesteigerten Konsums saurer Lebensmittel und Getränke vor allem als zahnmedizinische Erkrankung junger Patienten in den Fokus der Betrachtung rücken (O’Sullivan und Milosevic, 2008; Ren, 2013). Während initiale Schmelzläsionen eher eine prophylaktische Intervention erfordern, führen weitere Säureangriffe zur Exposition der Dentinoberfläche, welche nur durch konservierende Maßnahmen therapiert werden können (Jaeggi et al., 2006).

In der Versorgung ausgedehnter Defekte kommt die Komposittechnik als zahnhartsubstanzschonende Methode zur Anwendung (Jaeggi et al., 2006). Dabei wird die Langzeitüberlebensrate der Restauration maßgeblich von dem Verbund zwischen hydrophiler Dentinoberfläche und hydrophoben Restaurationsmaterial bestimmt (Pashley et al., 2011a). Der komplexe Befestigungsmechanismus wird durch Adhäsivsysteme realisiert, die in den letzten Jahren einem enormen Entwicklungsprozess unterlagen. Das Konzept des adhäsiven Verbundes tendiert zunehmend zu einer vereinfachten Anwendung und Minimierung der Techniksensibilität (Haller und Blunck, 2003). Diesen Anforderungen wird durch die Entwicklungen im Bereich der Self-Etch-Technik nachgegangen. Materialstudien basieren oftmals auf dem Vergleich mit Vertretern des sogenannten Goldstandards, den Drei-Schritt-Systemen der Etch-and-Rinse-Technik. Als bewährte Methode zur Beurteilung der Haftkraft von Adhäsivsystemen *in vitro* gelten Mikro-Zugfestigkeitsversuche (Inoue et al., 2003), wie sie auch in der vorliegenden Untersuchung zum Einsatz kamen.

Neben der Wahl des geeigneten Adhäsivs und dessen korrekter Verarbeitung sind die Eigenschaften der Verbundpartner von entscheidender Bedeutung. Die Veränderung in der Dentinstruktur gilt als einer der Faktoren, die sich negativ auf die Haftung auswirken können (Nakajima et al., 2011). Verschiedene Studien zu diesem Thema ergaben eine Reduktion der Haftkraft durch sklerotisches Dentin, welches auch im Falle erosiver Veränderungen zu finden ist (Tay und Pashley, 2004). Der Einfluss von Erosionen im Speziellen ist jedoch bislang nur wenig erforscht, obwohl eine differenzierte Betrachtung dieser nicht-kariösen Zahnhartsubstanzveränderung sinnvoll erscheint. Die speziell aus der Säureeinwirkung resultierenden mikrostrukturellen Veränderungen beeinträchtigen in Abhängigkeit des jeweiligen Wirkmechanismus die Funktion der Adhäsivsysteme (Kwong et al., 2002). Hier

besteht demnach stetiger Forschungsbedarf, um durch die Ermittlung des bestgeeigneten Haftvermittlerkonzeptes langlebige Restaurationen zu gewährleisten.

Neben konservativen Behandlungskonzepten bestehen auch prophylaktische Versorgungsmöglichkeiten, welche die Progression der Erosion einschränken sollen. Die lokale Fluoridapplikation hat sich als antikariogene Methode bewährt, scheint hingegen auch für dentale Erosionen vielversprechend (Marinho et al., 2003; Lussi et al., 2004). Der protektive Effekt der Fluoridanwendung ist für Schmelz vielfach nachgewiesen, für Dentin liefert dessen Betrachtung hingegen nur wenig Literatur (Ganss et al., 2001). Welche Verbesserungen sich für die Haftung ergeben, ist ebenso wenig erforscht und gilt als untersuchungsbedürftig.

1.1 Dentin

Das Dentin (Zahnbein) bildet als vitale, mineralisierte Hartsubstanz den Hauptanteil des Zahnes. Es umgibt die Pulpa, ist koronal von Schmelz und im Wurzelbereich von Zement überzogen (Schroeder, 2000). Die chemische Zusammensetzung unterscheidet sich stark vom spröden, brüchigen Schmelz, ähnelt hingegen jener von Wurzelzement und Knochen (Eastoe, 1968;). 70 Gew.-% des Dentins bilden anorganisches Material, das neben verschiedenen Spurenelementen vorwiegend aus Hydroxylapatitkristallen und amorphem Calciumphosphat besteht und die Festigkeit bestimmt. Weitere 20 Gew.-% entfallen auf die organische Matrix, welche die Elastizität und Verformbarkeit des Dentins bedingt. Dazu ist sie hauptsächlich aus Kollagen Typ I sowie einer Grundsubstanz aus verschiedenen Glykosaminoglykanen und Glykoproteinen aufgebaut. Die übrigen 10 Gew.-% bestehen aus Wasser (Schroeder, 2000).

Entwicklungsgeschichtlich stellt Dentin Gewebe ektomesenchymalen Ursprungs dar, das von den Odontoblasten gebildet wird (Arana-Chavez und Massa, 2004). Diese nach Ausdifferenzierung nicht mehr teilungsfähigen, aber zeitlebens stoffwechselaktiven Zellen produzieren zunächst eine organische Matrix, die nachträglich mineralisiert. Unter Belassung eines Fortsatzes ziehen sie sich zentripetal in Richtung Pulpa zurück (Pashley, 1991). Morphologisch ergibt sich im Laufe der Dentinogenese eine von der Pulpaperipherie aus Odontoblasten ausgehende Schichtung aus unterschiedlich stark mineralisiertem Gewebe. Dem noch nicht vollständig ausgereiften hypomineralisierten Prädentin folgen eine Zone der Mineralisation, das Zwischendentin und das zirkumpulpale Dentin als Hauptmasse der Hartschubstanz. Das weniger stark mineralisierte Manteldentin bildet den äußeren Abschluss (Hellwig et al., 2006).

Die bis zu 5000 µm langen Fortsätze der Odontoblasten durchziehen das gesamte Dentin bis an den Grenzbereich des Schmelzes bzw. Zementes und liegen in den röhrenförmigen Dentinkanälchen (Tubuli). Demnach stimmen struktureller Verlauf, Durchmesser und Dichte

der Odontoblastenfortsätze mit denen der Dentintubuli überein (Schroeder, 2000). Die Anordnung der Kanälchen ändert sich von einer S-förmigen im Kronendentin zu einer eher geradlinigen im Bereich der Wurzel. Die Kanaldichte reduziert sich von durchschnittlich 45000/mm² (30000-52000/mm²) an der Pulpa-Dentin-Grenze auf 19000/mm² (10000-25000/mm²) an der Schmelz-Dentin-Grenze. Ebenso nimmt auch der Durchmesser von 2-3 µm pulpanah auf 0,5-0,9 µm im Schmelz-Dentin-Übergang ab (Garberoglio und Brännström, 1976). Zur Oberfläche hin bilden die Odontoblastenfortsätze zunehmend Seitenäste aus, die mit den Nachbarfortsätzen in Verbindung stehen und sich vor allem im Manteldentin reich verzweigen (Kaye und Herold, 1966).

Zwischen der Kanalwand und der Zytoplasmamembran der Fortsätze verbleibt häufig ein sogenannter peri-odontoblastischer Raum, der neben organischen Strukturelementen von Gewebsflüssigkeit (Dentinliquor) ausgefüllt wird und das Dentin physiologisch unterhält (Baume, 1980). Der Dentinliquor bedingt die Hydrophilie des Gewebes und ist einem ständigen pulpalen Druck ausgesetzt, der im Falle einer Eröffnung der Kanälchen zum Austritt der Flüssigkeit führt (Marshall, 1985).

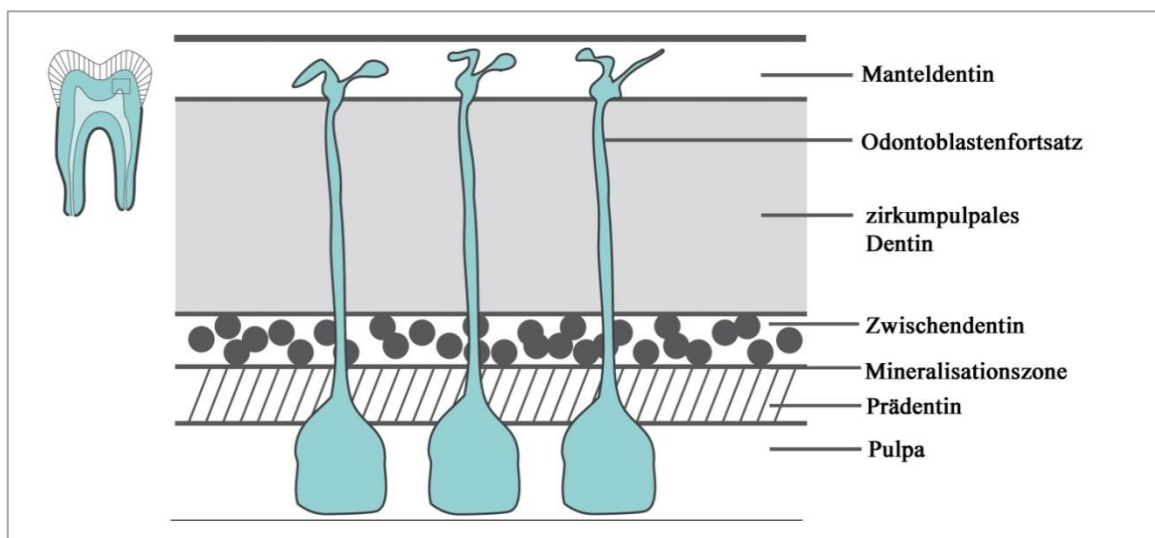


Abb. 1: Schematische Darstellung des Dentins

Ausgekleidet werden die Kanälchen von äußerst dichtem, homogen mineralisiertem Hartgewebe, dem peritubulären Dentin (Takuma und Eda, 1966). Dieses kann altersbedingt oder als Abwehrreaktion auf äußere Irritationen an Dicke zunehmen (Sklerosierung), wodurch die Dentintubuli eingengt werden und letztlich obliterieren (Weber, 1974; Duke und Lindemuth 1991). Die Dentinkanälchen trennen weniger dicht mineralisiertes intertubuläres Dentin aus einem kollagenen Flechtwerk (ca. 50%) mit integrierten Apatitkristallen (Marshall, 1985).

1.2 Erosionen

1.2.1 Definition und Pathologie

Erosionen sind chronische Zahnhartsubstanzverluste, die durch Säuren intrinsischer oder extrinsischer Herkunft ohne das Einwirken von Mikroorganismen hervorgerufen werden (ten Cate und Imfeld, 1996; Ren, 2013). Sie unterscheiden sich von anderen nicht-kariös bedingten dentalen Destruktionen wie Attritionen oder Abrasionen durch die chemische Komponente. Attritionen sind auf den Abrieb durch direkten Zahnkontakt zurückzuführen; exogene Medien bedingen mechanische Zahnhartsubstanzverluste, die als Abrasionen bezeichnet werden (Smith, 1989; Ren, 2013). Die einzelnen Defekte treten isoliert, aber häufig auch in Kombination auf, woraus sich die Schwierigkeit einer eindeutigen Diagnosestellung ergibt (Lussi, 2006; Ren, 2013; Shellis und Addy, 2014).

Erosionen können sämtliche Flächen sowohl der Milch- als auch bleibenden Zähne betreffen, sobald der Durchbruch in die Mundhöhle erfolgt ist (Jaeggi und Lussi, 2014). Bevorzugt sind sie an den Palatinalflächen oberer Frontzähne sowie im okklusalen Bereich der unteren ersten Molaren lokalisiert (Johansson et al., 2012; Jaeggi und Lussi, 2014).

Säuren und Chelatoren führen auf der Schmelzoberfläche zur Demineralisation, also zum Mineralverlust, nachdem sie durch die Plaque- und Pellikelschicht sowie den organischen Überzug der Zahnhartsubstanzkristalle diffundiert sind (Featherstone und Lussi, 2006). Jede Lösung mit einem pH-Wert unter 5,5 gilt dabei als potentiell erosiv für den Schmelz (Ren, 2013). Im Gegensatz zu kariösen Läsionen, in denen die Oberflächenschicht in der Regel intakt bleibt, schreitet die Demineralisationsfront bei Erosionen zentripetal voran und löst zunächst die Prismenstruktur ähnlich einem Ätzmuster auf (Lussi et al., 2011).

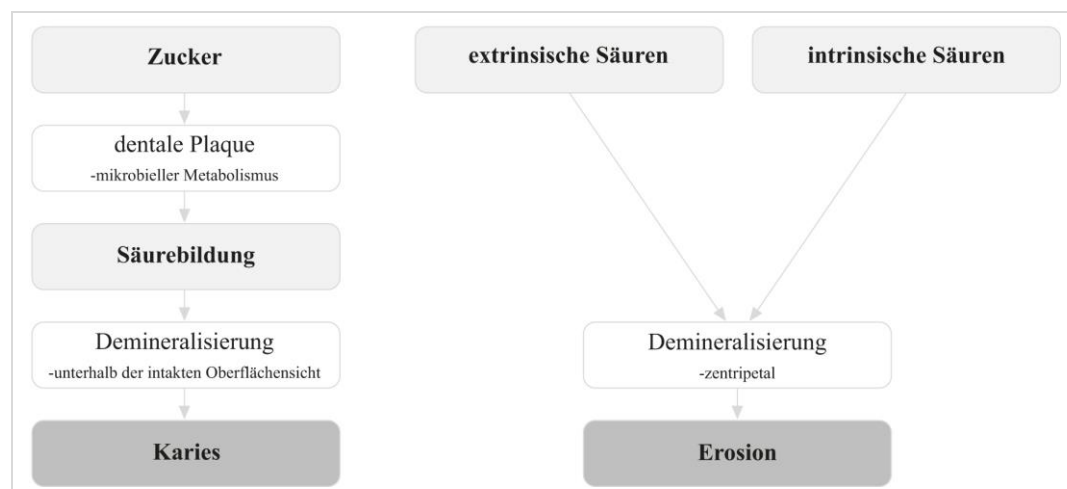


Abb. 2: Schematische Darstellung der unterschiedlichen Pathologien von Karies und Erosionen (nach Smith und Shaw, 2003; Lussi et al., 2011)

Im Dentin verlaufen die Vorgänge ähnlich, es kommt gleichermaßen zu einer Demineralisierung und einer Abnahme der Mikrohärtigkeit. Der hohe Anteil an demineralisierter organischer Matrix kann jedoch die Progression der Erosion verhindern, indem sie eine Barriere für die Säurediffusion und Herauslösung weiterer Mineralien darstellt (Hara et al., 2005). Eine chemische oder mechanische Schädigung dieser Dentinmatrix führt demnach leichter zu einer Demineralisation (Ganss et al., 2004).

Klinisch ist das Frühstadium durch den Verlust der typischen Oberflächenstrukturen gekennzeichnet, mit matten, eingeebneten Schmelzfacetten fazial und palatinal sowie okklusaler Grübchen- und Dellenbildung (Ren, 2013). Bei Fortschreiten der Destruktionen können sich die initial schmerzfreien Schmelzläsionen schließlich zu Defekten mit freigelegtem Dentin und exponierter Pulpa entwickeln (Lussi et al., 2011).

1.2.2 Prävalenz

Internationale Prävalenzuntersuchungen von Erosionen unterscheiden sich in ihren Ergebnissen erheblich voneinander (Wiegand et al., 2006; Hasselkvist et al., 2010; Arnadottir et al., 2010; Daly et al., 2011; Mantonanaki et al., 2013). Ein umfangreicher Studienvergleich von Jaeggi und Lussi (2014) ergab eine Häufigkeit von 1-79% bei Vorschulkindern (2-5 Jahre), von 7-100% bei Jugendlichen zwischen 9 und 20 Jahren sowie von 4-100% bei Erwachsenen. Neben nationalen Unterschieden sind diese Differenzen vor allem der Tatsache geschuldet, dass noch immer kein einheitlicher Index zur Einteilung dentaler Erosionen existiert (Lussi et al., 2011).

Einheitlich erkennbar ist hingegen die zunehmende klinische Präsenz erosiver Läsionen seit geraumer Zeit (O'Sullivan und Milosevic, 2008). Inzidenz und Prävalenz sind in den letzten Jahren vor allem bei Kindern und Jugendlichen erheblich angestiegen (Lussi et al., 2011; Johansson et al., 2012; Ren, 2013). Die Veränderungen des Lebensstils in Zusammenhang mit einem erhöhten Verzehr von sauren Nahrungsmitteln und Getränken tragen einen Großteil dazu bei (O'Sullivan und Milosevic, 2008).

1.2.3 Ätiologie

Erosionen gelten als Erkrankungen multifaktorieller Ätiologie, wobei exogene, endogene und biologische Faktoren zu unterscheiden sind.

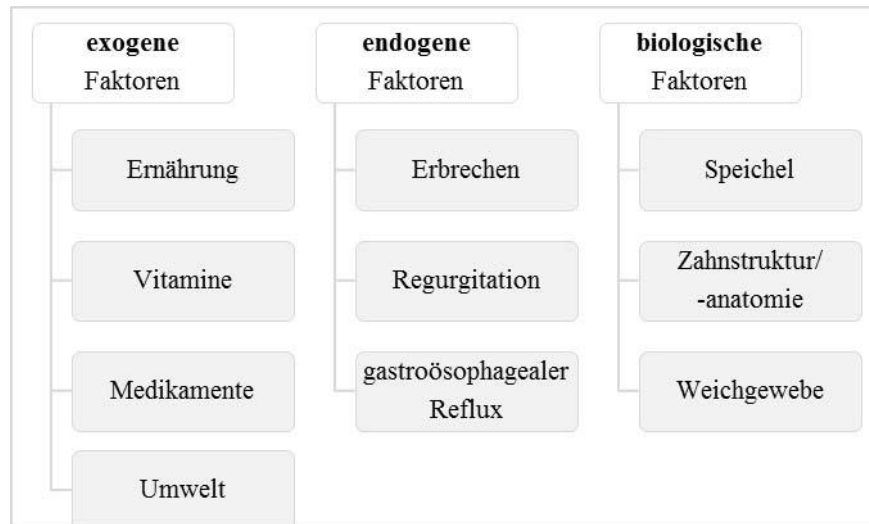


Abb. 3: Erosionen – ätiologische Faktoren (nach Schmidt et al., 2003; Ren, 2013)

Zu den **exogenen Ursachen** zählen Getränke und Nahrungsmittel, Vitaminzubereitungen, Medikamente sowie Umweltbedingungen (Schmidt et al., 2003).

Eine Vielzahl von Studien belegt den Zusammenhang zwischen einer säurehaltigen Ernährung und der Entwicklung von dentalen Erosionen (O’Sullivan und Curzon, 2000; Tahmassebi et al., 2006; Ren, 2013). Unter anderem gilt der Konsum von Zitrusfrüchten, Fruchtsäften, kohlensäurehaltigen Getränken, Sportlergetränken und Essigprodukten als erosionsauslösend (Ehlen et al., 2008; Cheng et al., 2009; Ren, 2013). Zeitpunkt und Häufigkeit sind dabei entscheidende Faktoren (O’Sullivan und Curzon, 2000; Lussi et al., 2011). Die Untersuchungen zeigen, dass nicht nur der pH-Wert das erosive Potential eines Lebensmittels bestimmt, sondern auch der Anteil an titrierbaren Säuren, der Mineralgehalt des Produktes sowie dessen komplexbildende Eigenschaften (Jensdottir et al., 2005; Ehlen et al., 2008; Lussi und Jaeggi, 2008). Durch ihren protektiven Effekt auf die erosive Schmelzauflösung kommen zunehmend mehr Calcium-angereicherte Fruchtsäfte und Sportlergetränke auf den Markt (Lussi und Jaeggi, 2008; Barbour et al., 2011). Zudem schützt eine Übersättigung durch beispielsweise hohe Anteile an Calcium und Phosphat in Joghurt oder Buttermilch trotz saurem pH dieser Produkte (etwa 4) vor einer erosiven Zahnhartsubstanzschädigung (Lussi und Jaeggi, 2008).

Das wachsende Gesundheitsbewusstsein der Bevölkerung beeinflusst die Rolle der Ernährung und des Lebensstils in der Ätiologie von Erosionen maßgeblich (O’Sullivan und Milosevic, 2008). Neben dem vermehrten Konsum von Obst, Fruchtsäften und Salat kommt dabei auch

einer sorgfältigen Mundhygiene Bedeutung zu. Erosive Defekte entstehen nur auf plaquefreien Oberflächen; sind sie bereits vorhanden, kann exzessives Zähneputzen den Substanzverlust noch beschleunigen (Cheng et al., 2009; Wiegand et al., 2013).

Auch Medikamente und Vitaminzubereitungen können Erosionen hervorrufen. Der Gebrauch von Vitamin C (L-Ascorbinsäure) und Aspirin (Acetylsalicylsäure) gilt als untersuchter Risikofaktor, wobei Einnahmehäufigkeit und Applikationsart entscheidend sind (Grace et al., 2004; Ren, 2013). Erosive Substanzschädigungen können ebenso indirekt durch einen verminderten Speichelfluss verursacht werden, zu dem es bei der Einnahme von Medikamenten wie Anticholinergika, Antidepressiva oder Antihistaminika kommt (Lussi, 2006; Hellwig und Lussi, 2014).

Erosionsgefährdende Umweltbedingungen beziehen sich auf die berufliche Exposition gegenüber Säuredämpfen oder -aerosolen, denen unter anderem Arbeiter in Munitions- und Galvanisierungsfabriken sowie in der Batterie- und Düngemittelindustrie ausgesetzt sind (Tuominen et al., 1991; Suyama et al., 2010). Auch Weinverkoster zeigen eine beruflich bedingte höhere Prävalenz von Erosionen (Chikte et al., 2005; Mulic et al., 2011).

Endogene Ursache dentaler Erosionen ist Magensäure, die durch Erbrechen, Regurgitation oder gastroösophagealen Reflux in Kontakt mit den Zahnhartsubstanzen der Mundhöhle kommt (Schmidt et al., 2003; Marsicano et al., 2013). Der kritische pH-Wert von 5,5 wird durch die Magensäure mit einem pH von 1-1,5 deutlich unterschritten. Erst eine mehrfach wöchentliche Einwirkung über einen Zeitraum von mindestens 1-2 Jahren ruft jedoch eine säurebedingte Zahnschädigung hervor (Scheutzel, 1996). Vornehmlich beginnt sie an den Palatinalflächen oberer Frontzähne. Endogen bedingte Erosionen werden vor allem bei Refluxerkrankungen, Essstörungen, bei chronischem Alkoholkonsum und in der Schwangerschaft beobachtet (Bartlett, 2006). Klinische Studien zeigen die höhere Prävalenz dentaler Erosionen von bulimischen Patienten (Uhlen et al., 2014). Auch der Zusammenhang zwischen erosiven Läsionen und gastroösophagealem Reflux konnte in Studien gezeigt werden (Marsicano et al., 2013). Wang et al. fanden unter 88 betroffenen Patienten 43 (48,86%) mit Erosionen (2010).

Als **biologische Faktoren** mit Einfluss auf die Entstehung und Progression von erosiven Defekten gelten der Speichel, die Zahnhartsubstanzzusammensetzung sowie Zahn- und Weichgewebsstruktur (Lussi et al., 2004). Speichelqualität und -quantität, insbesondere Pufferkapazität und Speichelfluss (nach Ren, 2013), spielen eine wesentliche Rolle in der Prävention von Erosionen und stellen die wichtigsten biologischen Einflussfaktoren dar. Saure Agenzien können durch den Speichel direkt verdünnt, neutralisiert oder gepuffert werden; demineralisierenden Prozessen wird durch eine Verstärkung der Remineralisation entgegengewirkt (Hara et al., 2006).

1.2.4 Therapie und Prävention

Obligate Voraussetzung, um adäquate präventive und therapeutische Maßnahmen ergreifen zu können, ist eine gründliche Anamnese und Diagnosestellung.

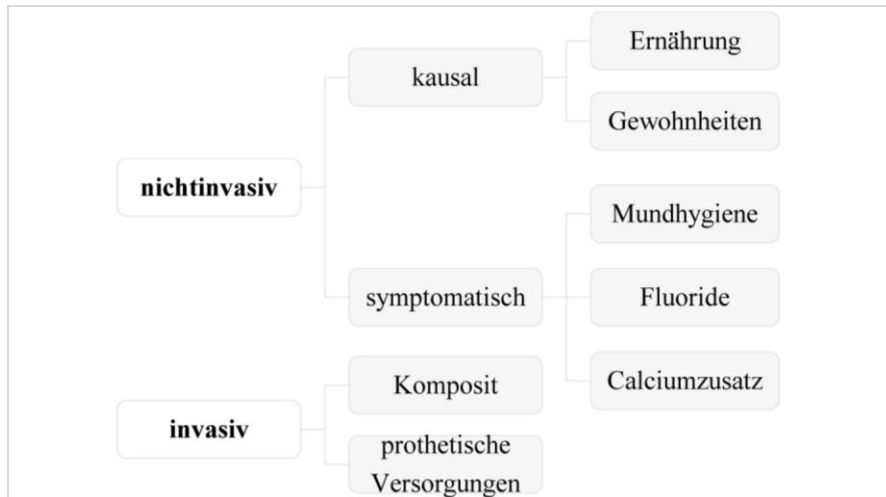


Abb. 4: Therapiemöglichkeiten von Erosionen (nach Lussi, 2006)

Die **nichtinvasive Therapie** umfasst sowohl kausale als auch symptomatische Behandlungsstrategien mit dem Ziel, frühestmöglich in den Erosionsprozess einzugreifen und ein weiteres Fortschreiten zu verhindern. Der frühe klinische Nachweis und die Identifizierung auslösender exogener oder endogener Faktoren sind dabei unabdingbar. Eine Abgrenzung zu anderen nicht-kariösen Zahnhartsubstanzverlusten gestaltet sich oftmals äußerst schwierig, ist jedoch entscheidend für eine individuell angepasste Therapie (Lussi, 2006).

Idealerweise sind die Auslöser der Erosionen zu vermeiden. Bei vorrangig ernährungsbedingten Läsionen ist eine Veränderung der Gewohnheiten anzustreben. Es sollte auf die Erosivität von Lebensmitteln und Getränken hingewiesen und deren Konsum weitgehend eingeschränkt werden (Schmidt et al., 2003). Zudem gilt es als günstig, die Kontaktzeit zwischen dem erosiven Lebensmittel und der Zahnoberfläche zu minimieren, beispielsweise durch das Trinken mit einem Strohhalm (Ren, 2013; Kuchta und Szymánska, 2014). Ein weiterer Ansatz beschäftigt sich mit den Überlegungen, das erosive Potential von Getränken durch bestimmte Zusätze zu reduzieren. Die Zugabe von Calcium hat sich dabei als effektiv in der Prävention erwiesen (Barbour et al., 2011; Scaramucci et al., 2012; Ren, 2013).

Symptomatische Maßnahmen zielen darauf, die Widerstandsfähigkeit gegenüber Säureangriffen zu erhöhen und Remineralisationsprozesse zu unterstützen (Schmidt et al., 2003).

Eine richtige Mundhygiene nimmt dabei einen wichtigen Stellenwert ein, da erosive Läsionen besonders anfällig für zusätzliche abrasive Vorgänge sind (Cheng et al., 2009). Empfohlen

werden eine sanfte Bürsttechnik und die Verwendung wenig abrasiver Zahnpasta (Schmidt et al., 2003; Ren, 2013), wobei letzteres einem RDA-Wert (radioactive dentin abrasion) von < 70 entspricht (Oesterreich, 2010). Außerdem sollte nicht direkt nach der Säureeinwirkung geputzt werden, um eine Wiedererhärtung der Zahnschubstanz durch Remineralisationsvorgänge zu ermöglichen. Eine Wartezeit von mindestens 30 Minuten kann Dentin signifikant schützen (Cheng et al., 2009; Kuchta und Szymánska, 2014).

Die regelmäßige Anwendung topischer Fluoride gilt als wirksamer Ansatz in der symptomatischen Behandlung und Prävention von dentalen Erosionen. Eine Vielzahl von Studien konnte den protektiven Effekt fluoridhaltiger Zahnpasten, Mundspülungen und Gele nachweisen (Ganss et al., 2001; Lussi et al., 2004; Ren, 2013). Eine lokale Fluoridierung induziert die Bildung einer mechanischen Schutzschicht auf der Zahnhartsubstanz. Die Applikation konventioneller Fluoride wie Amin- oder Natriumfluorid erzeugt eine CaF_2 -Schicht. Im Gegensatz dazu bewirken Titanetrafluoride oder Zinnfluoride eine vergleichsweise säureresistentere Deckschicht und zugleich deren Inkorporation in die Schmelz- bzw. Dentinstruktur (Magalhães et al., 2011). Neben der Schutzfunktion gegenüber Säureangriffen stellt die Deckschicht ein Mineralreservoir dar. (Wiegand und Attin, 2010).

Die bekannte antikariogene Wirkung der Fluoride besteht darin, die Zahnhartsubstanz durch die aufgebaute Schutzschicht vor einer Demineralisation zu bewahren und Remineralisationsprozesse zu fördern (ten Cate und Featherstone, 1991; Marinho et al., 2003). Im Unterschied zu kariösen Läsionen schreitet der Mineralverlust bei Erosionen zentripetal voran und führt schon im Anfangsstadium zum irreversiblen Substanzverlust an der Schmelzoberfläche. Eine vollständige Remineralisation ist daher im Gegensatz zur Initialkaries nicht möglich und der Einsatz von Fluoriden eher präventiven Charakters (Wiegand und Attin, 2010). Im Falle eines erneuten Säureangriffes scheint die fluoridhaltige Deckschicht die Demineralisierung lediglich zu verzögern, indem sie vor Erreichen des Schmelzes zunächst gelöst werden muss (Schmidt et al., 2003).

Auf der Dentineoberfläche soll der demineralisierten organischen Matrix eine entscheidende Rolle zukommen. Es wird angenommen, dass diese als Diffusionsbarriere wirkt und so den Prozess eines weiteren Mineralverlustes verlangsamt (Hara et al., 2005; Magalhães et al., 2011). Zudem werden puffernde Eigenschaften vermutet, die den pH-Abfall in tieferen Schichten verringern und damit die protektiven Fluoridwirkungen ermöglichen (Ganss et al., 2004).

In-vitro-Untersuchungen zeigten, dass eine Intensivfluoridierung (fluoridhaltige Zahnpasta, Mundspüllösung und Gel) den Zahnhartsubstanzverlust im Schmelz um etwa 20% reduzieren und im Dentin nahezu verhindern kann (Ganss et al., 2001). Ein ähnliches Studiendesign von Ganss et al. (2004) führte unter *In-situ*-Bedingungen zu dem Ergebnis eines um fast 90% verminderten Mineralverlustes im Schmelz, jedoch nur um 60% im Dentin durch eine Intensivfluoridierung. Die Verwendung lediglich einer zinnfluoridhaltigen Mundspüllösung

reduzierte den Substanzverlust im Schmelz um 67% und in Dentin um 47% (Ganss et al., 2010). Diese Studien zeigen, dass Fluoride unter Mundhöhlenbedingungen auf der Schmelzoberfläche scheinbar wirksamer als auf Dentin sind. Dieser Unterschied ist auf die protektive Rolle der demineralisierten organischen Matrix des Dentins im Erosionsprozess zurückzuführen. Natürlicherweise unterliegt sie einer ständigen chemischen und mechanischen Abnutzung, was deren Funktion erheblich einschränkt (Ganss et al., 2004; Magalhães et al., 2011). Ähnliche Differenzen ergeben sich bezüglich der CaF_2 - Präzipitate. Bei niedrigen pH-Werten lösen sie sich auf der Schmelzoberfläche relativ rasch auf, intraoralen Säureangriffen gegenüber verhalten sie sich aufgrund der protektiven Wirkung des Pellikels wesentlich stabiler (Ganss et al., 2007; Buzalaf et al., 2012). Im Dentin ist die Stabilität der CaF_2 - Präzipitate geringer, unterscheidet sich *in vitro* und *in situ* jedoch weniger voneinander (Ganss et al., 2007; Magalhães et al., 2011). Die erosiven Vorgänge laufen hier im Gegensatz zum Schmelz nicht oberflächen-, sondern diffusionskontrolliert ab (Magalhães et al., 2011).

Zinnhaltigen Fluoridpräparaten werden die besten präventiven Eigenschaften zugeschrieben (Schlueter et al., 2009a; Ganss et al., 2010; Magalhães et al., 2011; Flury et al., 2013). Die Verwendung in Zahnpasten und Mundspülungen kann den Substanzverlust durch Säureattacken sowohl im Schmelz als auch im Dentin selbst unter schweren erosiven Bedingungen deutlich reduzieren (Ganss et al., 2010; Huysmans et al., 2011).

Bezüglich des erfolgreichen Einsatzes fluoridhaltiger Präparate in der Primärprävention von dentalen Erosionen liegen derzeit noch keine hinreichenden Ergebnisse vor (Zini et al., 2014). Die Studienlage stützt sich bislang eher auf *In-vitro*- und *In-Situ*-Untersuchungen, in denen die Formierung einer Schutzschicht und eines Mineralreservoirs durch topische Fluoridapplikation gezeigt werden konnte (Wiegand und Attin, 2010). Hier bedarf es weiterer Forschung (Zini et al., 2014).

Neuere Studien zeigen, dass auch calciumbasierte Präparate einen präventiven Effekt erzielen können. Produkte, die das Milchprotein Casein- Phosphopeptid (CPP) im Komplex mit amorphem Calcium- Phosphat (ACP) enthalten, sollen eine hohe Konzentration an Calcium- und Phosphat- Ionen aufrechterhalten und damit die Remineralisation unterstützen (Rahiotis und Vougiouklakis, 2007; Ranjitkar et al., 2009; Srinivasan et al., 2010). Die Zugabe der Agenzien zu einer erosiven Lösung übersättigt diese, erhöht die Zahl der potentiellen Calcium-Bindungsstellen und verzögert damit eine Auflösung der Zahnhartsubstanz bei gleichzeitiger Förderung der Remineralisationsprozesse (Poggio et al., 2013). Ebenso erweist sich eine direkte lokale Applikation als effektiv (z.B. Tooth Mousse), da sich hierbei eine protektive Schutzschicht im Sinne einer Diffusionsbarriere formiert (Lussi, 2009).

Ein gewisser Grad an Zahnhartsubstanzverlust im Dentin erfordert **invasive** Behandlungsmaßnahmen. Diese stellen sich mit einer Bandbreite an Möglichkeiten dar, angefangen von direkten Kompositrestaurationen über Veneers, Inlays und Overlays bis hin zu adhäsiv verankerten Vollkeramikronen (Lussi, 2006).

Während sich initiale Läsionen auf den Schmelz beschränken und restaurative Maßnahmen hier eher aus ästhetischen oder präventiven Gründen vorgenommen werden, kommt es in fortgeschrittenen Fällen zur Freilegung von Dentin und damit zur Behandlungsnotwendigkeit. Eine Eröffnung der Dentinkanälchen kann Hypersensitivitäten hervorrufen, die symptomatische oder auch therapeutische Interventionen erforderlich machen (West, 2006; Pol et al., 2011).

Die Entwicklungen auf den Gebieten der Adhäsivtechnik und Kompositmaterialien ermöglichen eine wesentlich minimalinvasivere Restauration von Erosionen (Peutzfeldt et al., 2014). Sie bieten eine zahnhartsubstanzschonende Alternative zu umfangreichen Kronen- und Brückenkonstruktionen, die in den letzten Jahrzehnten noch als Mittel der Wahl bei behandlungsbedürftigen Erosionen galten. Heutzutage entsprechen diese eher dem Therapiekonzept stark ausgeprägter Zahnhartsubstanzdefekte (Jaeggi et al., 2006).

Die bevorzugte konservative Restauration von Erosionen mit Kompositen ist verbunden mit der Problematik einer sachgerechten adhäsiven Befestigung an der Zahnoberfläche (Duke und Lindemuth, 1991; Tay und Pashley, 2004). Die Schwierigkeit resultiert aus den Veränderungen der Dentinstruktur durch die Säureeinwirkung. Bei nicht-kariösen zervikalen Läsionen, an deren Entstehung Erosionen maßgeblich beteiligt sind, wird ein Verschluss der Tubuli durch Mineralsalze angenommen. Die daher erschwerte Infiltration des Kunststoffes verhindert die typische Zapfenausbildung (Hegde, 2011). Zudem stellt die auf der erodierten Dentinoberfläche sich formierende hypermineralisierte Deckschicht eine Diffusionsbarriere für die Säureätzung dar (Magalhães et al., 2011). Infolgedessen bildet sich eine dünnere Hybridschicht, was den Haftverbund ebenso schwächt wie zusätzlich eingeschlossene Bakterien (Yoshiyama et al., 1996; Hegde, 2011).

Auch im Falle nötiger invasiver Restaurationsmaßnahmen bringt die regelmäßige lokale Applikation zinnhaltiger Fluoridverbindungen Vorteile mit sich: Auf erodiertem Dentin ergab der Vergleich verschiedener Fluoridverbindungen signifikant höhere Mikrozugfestigkeiten bei Verwendung zinnfluoridhaltiger Präparate (Flury et al., 2013). Zinn-Ionen besetzen negativ geladene Bindungsstellen der organischen Dentinmatrix, wodurch die Kollagenstruktur unpolarer und dem Adhäsiv folglich leichter zugänglich wird (Flury et al., 2013). Ebenso wird die Haftvermittlerinfiltration durch die Entfernung der in der Matrixstruktur enthaltenen Proteoglykane erleichtert, da dies die Kollagenstruktur aufweitet (Mazzoni et al., 2008). Derart agieren Säuren mit äußerst geringem pH-Wer. Auch wird es als Funktionsmechanismus zinnhaltiger Fluoridpräparate vermutet (Flury et al., 2013).

1.3 Adhäsive

Das adhäsive Verhalten zahnfarbener Füllungsmaterialien wie Komposite bildet die Grundlage zeitgenössischer Restaurationstechniken (Krithikadatta, 2010). Aufgrund ungünstiger Wärmeausdehnungskoeffizienten und der materialbedingten Polymerisationsschrumpfung ist eine wirksame Verankerung an Schmelz bzw. Dentin erforderlich (Frankenberger, 2001; Haller und Blunck, 2003). Ohne einen adäquaten Verbundmechanismus bilden sich Spalten, die Verfärbung, Sekundärkaries und letztlich den Retentionsverlust zur Folge haben (Cardoso et al., 2008a). Die Adhäsivtechnik bewerkstelligt die Erfordernisse eines stabilen Verbundes (Van Landuyt et al., 2007).

1.3.1 Grundlagen der Haftung

Adhäsion beschreibt die atomaren und molekularen Anziehungskräfte zwischen den Oberflächen zweier Materialien in deren Kontaktbereich (Wake, 1982). Die Grundlage der Haftung bilden mechanische und/oder chemische Bindungsmechanismen, wobei an der Zahnhartsubstanz die Retention vorrangig mechanisch an Mikroporositäten und rauen Oberflächen entsteht (Moritz et al., 2009).

Die Funktion dentaler Adhäsivsysteme basiert auf einer zweifachen Adhäsion: einerseits am Schmelz und/oder Dentin, andererseits am bedeckenden Komposit (Van Landuyt et al., 2007). Deren Mechanismus besteht dabei darin, durch gezielte Vorbehandlung zunächst Rauigkeiten zu schaffen und die Oberfläche benetzbar zu machen (Blunck, 2012). Die gelösten Mineralien werden dann durch Monomere ersetzt und diese mittels Polymerisation mikromechanisch verankert (Cardoso et al., 2011).

1.3.2 Haftung am Schmelz

Buonocore legte mit der Einführung der Säure-Ätz-Technik am Schmelz den Grundstein in der Geschichte der Adhäsivtechnik (1955). Die Verwendung von Phosphorsäure auf der Schmelzoberfläche erfüllt die Grundprinzipien der Adhäsion und schafft eine ideale Oberflächenmorphologie für die mikromechanische Verankerung von Kunststoffen (Frankenberger, 2001). Aufgrund der unterschiedlichen Löslichkeit der Hydroxylapatitkristalle im Schmelzprisma entsteht ein retentives Ätzmuster (Moritz et al., 2009). Zugleich verbessert der Ätzzvorgang die Oberflächenenergie des Schmelzes und erhöht somit dessen Benetzbarkeit (Blunck, 2012). Die geschaffenen Mikroporositäten ermöglichen das Einfließen von Adhäsiven, wodurch via Polymerisation Kunststoff und Zahnschmelz innig miteinander verzahnt werden können (Cardoso et al., 2011).

1.3.3 Haftung am Dentin

Während die Oberflächenkonditionierung im Schmelz eine klinisch zuverlässige Haftung zulässt (Hannig et al., 2002), gestaltet sich die Retention im Dentin weitaus problematischer (Perdigão et al., 2010). Physiologisch erschweren dessen heterogene Struktur sowie die intrinsische Feuchtigkeit durch die flüssigkeitsgefüllten Dentintubuli den Verbund zwischen Dentin und hydrophobem Komposit (Cardoso et al., 2011). Erst der Einsatz hydrophiler Primer ermöglichte den Aufbau einer stabilen Verbindung zur Zahnoberfläche (Haller und Blunck, 2003).

Ein weiteres Hindernis stellt die präparationsbedingte Schmierschicht (smear layer) dar, die im Wesentlichen aus denaturiertem Kollagen, Bakterien, Zelltrümmern sowie Schmelz- und Dentinresten besteht (Brännström, 1984; Moritz et al., 2009). Als Diffusionsbarriere gewährleistet sie zwar einen gewissen Pulpaschutz (Pashley, 1981), erschwert jedoch auch den Aufbau eines stabilen Verbundes, indem sie die Infiltration der adhäsiven Monomere behindert (Shinoda et al., 2011). Die daher notwendige Entfernung bzw. Modifikation der Schmierschicht gelingt allein durch chemische Vorbehandlung mittels Säuren, wobei sich angebotene Bondingsysteme in ihrer Strategie unterscheiden (Moritz et al., 2009).

Durch den Ätzzvorgang wird nicht nur die Schmierschicht gelöst oder verändert, sondern zugleich die Dentinoberfläche demineralisiert (Haller und Blunck, 2003). Dies schafft die Grundlage für den mikromechanischen Haftmechanismus von Kunststoff in Dentin (Krithikadatta, 2010). Im Bereich eröffneter Dentintubuli entstehen 30- 50 µm lange Zapfen, (tags) (Brännström und Noredenvall, 1977), im demineralisierten Dentin bildet sich die für den Verbund entscheidende Hybridschicht (Nakabayashi et al., 1982) - eine Mischzone aus ungefülltem Kunststoff und Dentin (Moritz et al., 2009; Taira und Imai, 2014). Dabei ist nicht die Dicke der Hybridschicht entscheidend, sondern die möglichst vollständige Infiltration in die demineralisierte Dentinoberfläche (Alex, 2012).

Zusätzlich wird in den letzten Jahren eine chemische Haftung diskutiert, die im Falle bestimmter Monomere auf deren Wechselwirkungen mit den Hydroxylapatitkristallen des Dentins zurückzuführen ist (Blunck, 2012).

1.3.4 Klassifizierung der Adhäsivsysteme

Die Einteilung der Adhäsivsysteme nach Generationen (Frankenberger, 2001) wird in jüngerer Zeit zunehmend von der Klassifikation nach Anzahl der Arbeitsschritte und Art der Interaktion mit der Dentinoberfläche abgelöst (Van Meerbeek et al., 2003).

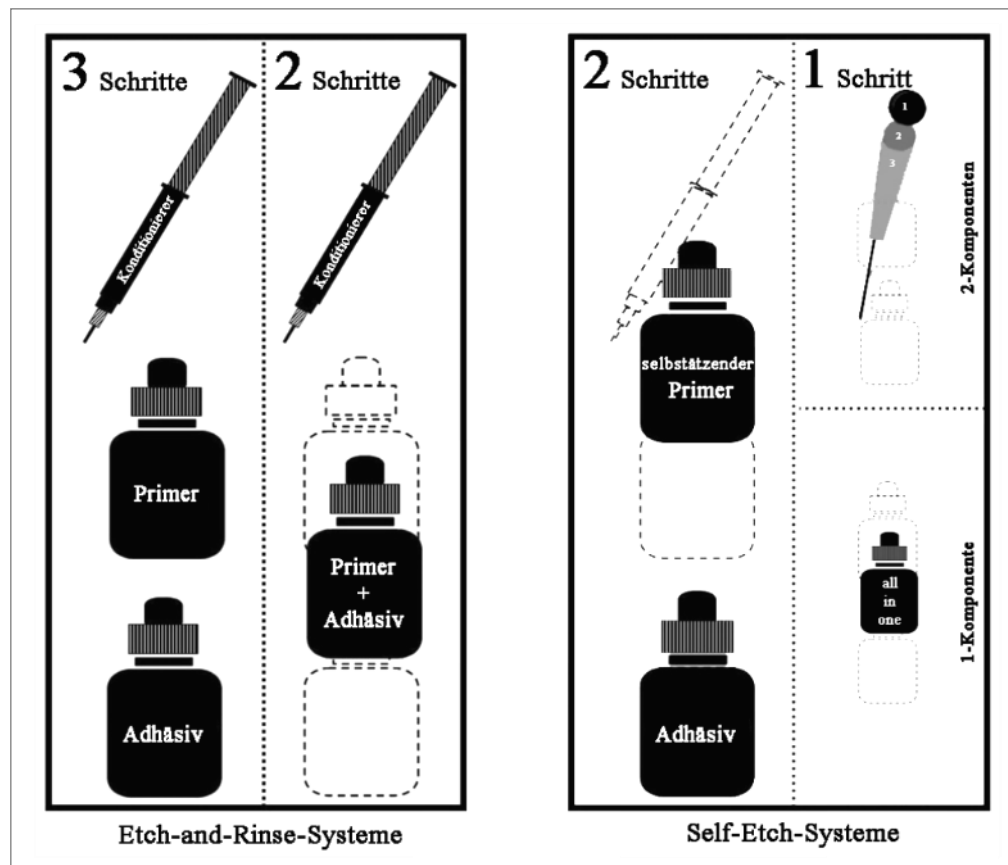


Abb. 5: Klassifikation der Adhäsivsysteme (nach Van Meerbeek et al., 2003)

Die konventionellen **Drei-Schritt-Adhäsive** der **Etch-and-Rinse-Systeme** erfordern die Applikation der Komponenten Konditionierer, Primer und Adhäsiv in separaten Arbeitsschritten. Diese entwicklungsgeschichtlich ältesten Haftvermittlersysteme, Clearfil™ Bond System-F (Kuraray) dabei als das weltweit erste, stellen sich bezüglich ihrer klinischen Langzeiterfahrung als äußerst erfolgreich dar und werden noch immer als Goldstandard der Adhäsivtechnik angesehen (De Munck et al. 2005; Frankenberger und Tay 2005; Pashley et al., 2011b; Alex, 2012).

In einem ersten Schritt erfolgt im Sinne der Total-Etch-Technik die gleichzeitige Konditionierung von Schmelz und Dentin mit 30-40%iger Phosphorsäure, wobei die Demineralisation im Dentin eine Tiefe von 5-8 µm erreicht (Pashley et al., 1992). Im Dentin sollte die Säureätzung 15s nicht überschreiten (Silva e Souza et al., 2010). Um sämtliche gelöste Bestandteile zu entfernen, wird die Oberfläche anschließend gründlich abgespült und zur Kontrolle des Schmelzätzmusters getrocknet (Frankenberger, 2001). Der Feuchtigkeitsentzug birgt im Falle einer Übertrocknung die Gefahr, dass die Kollagenfasern kollabieren und eine Penetration des Haftvermittlers erheblich einschränken (Manso et al., 2008). Die sogenannte Moist-Bonding-Technik verfolgt daher das Ziel, durch eine ausreichend feuchte Dentinoberfläche die interfibrillären Mikrohohlräume bis zur Primerinfiltration offenzuhalten

und zeigt bessere Ergebnisse in Haftkraftuntersuchungen (Kanca, 1992; Manso et al., 2008). Auch ein Re-wetting der Oberfläche bringt Vorteile, da es das zusammengefallene Kollagenetzwerk wiederaufrichten kann (Moritz et al., 2009). Eine überwässerte Oberfläche gilt es ebenso zu verhindern, da dies eine Phasenseparation der Adhäsivkomponenten nach sich ziehen und die Kunststoffpolymerisation damit beeinträchtigen kann (Manso et al., 2008; Cardoso et al., 2011).

Im zweiten Schritt erfolgt die Applikation des Primers, ein Gemisch aus hydrophilen Monomeren und einem organischen Lösungsmittel wie Azeton, Ethanol oder Wasser (Cardoso et al., 2011). Die enthaltenen amphiphilen Moleküle, beispielsweise 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) oder Triethylenglycoldimethacrylat (TEG-DMA), gewährleisten die Verbindung zwischen der hydrophilen Dentinunterlage und dem hydrophoben Kunststoff (Frankenberger 2001; Haller und Blunck, 2003). Das Lösungsmittel ermöglicht die Diffusion der Monomere und muss anschließend durch gründliches Verblasen mit Druckluft von der Oberfläche verdampfen, da es andernfalls die Polymerisation beeinträchtigt (Silva e Souza et al., 2010). Monomere auf Wasser-/Ethanolbasis haben das Potential zur Reexpansion kollabierter Kollagenfasern und gelten verglichen mit Adhäsivsystemen auf Azetonbasis als weniger feuchtigkeitssensitiv (Manso et al., 2008).

Das im letzten Schritt applizierte und lichtpolymerisierte Adhäsiv als eigentlicher Haftvermittler bewirkt die mikromechanische Verankerung durch die Formierung der Hybridschicht und Kunststoff-tags (Cardoso et al., 2011). Zu den typischen Vertretern der Drei-Schritt-Systeme gehören neben dem bereits erwähnten Clearfil™ Bond System-F (Kuraray) OptiBond™ FL (Kerr) und Syntac® (Ivoclar Vivadent).

Die vereinfachten **Zwei-Schritt-Systeme** vereinen Primer und Adhäsiv in einer Komponente (Silva e Souza et al., 2010), sodass ein Arbeitsschritt entfällt. Trotz dieser benutzerfreundlicheren Technik stellen sie eine weniger günstige Alternative zu konventionellen Drei-Schritt-Adhäsiven dar (Cardoso et al., 2011). Der geringere Dampfdruck der kombinierten Lösungen erschwert die vollständige Infiltration in das exponierte Kollagengeflecht und die Entfernung sämtlicher gelöster Bestandteile (De Munck et al., 2005). Die daher eher suboptimale Hybridisierung in Zusammenhang mit der stärkeren Hydrophilie der Systeme gelten als Erklärungsansätze für die klinisch schlechteren Ergebnisse (Peumans et al., 2005; Cardoso et al., 2011). OptiBond™ Solo (Kerr), Prime&Bond® NT (Dentsply) sowie ExciTE® (Ivoclar Vivadent) stellen Vertreter dieser Systeme dar.

Unabhängig dieser Klassifikation besteht sowohl bei Drei-Schritt- als auch Zwei-Schritt-Systemen der Etch-and-Rinse-Technik das Problem, dass die Infiltration des Haftvermittlers in die demineralisierte Dentinoberfläche unvollständig erfolgt (Cardoso et al., 2011). Undichtigkeiten in der Hybridschicht, nach Sano et al. sogenanntes „Nanoleakage“ (1995), können resultieren. Dieses Phänomen verschlechtert die Bonding-Beständigkeit (Cardoso et al., 2011) und wird als eine Ursache für das Auftreten postoperativer Sensitivitäten angesehen (Sancakli et al., 2014).

Die **Zwei-Schritt-Self-Etch-Technik** nutzt saure Monomere, welche die Dentinoberfläche gleichzeitig konditionieren und infiltrieren (Cardoso et al., 2011) und so dem Kollabieren der freigelegten Kollagenfasern vorbeugen (Blunck, 2012). Der selbstätzende Primer diffundiert durch die smear layer und demineralisiert die darunter gelegene Dentinschicht. Die Schmierschicht wird dabei nicht entfernt, sondern mit dem Dentin hybridisiert, also in den Verbundmechanismus einbezogen (Krithikadatta, 2010). Anschließend wird unmittelbar ein Adhäsiv appliziert. Als Vertreter sind Clearfil™ SE (Kuraray), AdheSE® (Ivoclar Vivadent) sowie Adper™ Scotchbond™ SE (3M Espe) zu nennen.

Klinisch erzielen derartige Systeme zufriedenstellende Ergebnisse und nähern sich bezüglich ihrer Wirksamkeit dem Goldstandard (De Munck et al., 2005; Peumans et al., 2005; Cardoso et al., 2011). Das Self-Etch-Prinzip gilt als weniger techniksensitiv, da die Demineralisationsfront der Tiefe der Monomerinfiltration entspricht (Blunck, 2012) und damit die Risiken einer Übertrocknung und Überätzung verglichen mit der Etch-and-Rinse-Technik weitgehend ausgeschaltet werden (Krithikadatta, 2010). Folglich treten postoperative Sensitivitäten bei selbstätzenden Systemen seltener auf (Sancakli et al., 2014). Der Wegfall eines separaten Konditionier- und Spülschrittes steigert zudem die Anwenderfreundlichkeit, da eine geringere Applikationszeit nötig ist und Fehlerquellen reduziert werden (Van Meerbeek et al., 2011). Problematisch für die Bonding-Effektivität ist hingegen, dass herausgelöste Kalziumphosphate nicht weggespült und partiell in die Kunststoffschicht eingebettet werden (Blunck, 2012).

Aufgrund ihrer Azidität erfolgt eine Einteilung in *starke* selbstätzende Adhäsivsysteme (pH-Wert < 1), *mäßig starke* (pH-Wert um 1,5) und *milde* (pH-Wert um 2), die sich in ihrer Fähigkeit der Schmierschichtauflösung und Demineralisierungstiefe des darunterliegenden Dentins unterscheiden (Shinoda et al., 2011). Milde Systeme lösen die Dentinoberfläche nur zum Teil auf, sodass die freigelegten Kollagenfibrillen partiell geschützt werden und die in der Hybridschicht verbliebenen Hydroxylapatitkristalle chemische Bindungen zu funktionellen Monomeren, beispielsweise 10-MDP (Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat), aufbauen können (Silva e Souza et al., 2010; Blunck, 2012). Der zweifache Haftmechanismus (chemisch

und mikromechanisch) wird als vorteilhaft für die Haltbarkeit von Restaurationen angesehen (De Munck et al., 2005).

Die **Ein-Schritt-Systeme** der **Self-Etch-Technik** entstanden im Zuge einer weiteren Vereinfachung durch Vereinigung des selbstätzenden Primers mit dem Adhäsiv. Die aktiven Komponenten werden entweder unmittelbar vor der Applikation gemischt und in einem Schritt aufgetragen (Zwei-Komponenten-System wie Futurabond® DC, Voco) oder liegen in einer Flasche vor (Ein-Komponenten-System, auch als All-in-One bezeichnet, wie Futurabond® M, Voco) (Van Meerbeek et al., 2011). Die Kombination der Bestandteile erfordert Lösungen mit äußerst sauren und hydrophilen Eigenschaften, wodurch Beeinträchtigungen in der Wirksamkeit und Stabilität der Zahnhartsubstanzhaftung angenommen werden (Cardoso et al., 2011). Derzeit erreicht kein aktuelles All-in-One-System die Standards eines Mehrschritt-Systems in Bezug auf die Haftkraft und Beständigkeit der Restauration (Cardoso et al., 2011). Der geringe Zeitaufwand und die vereinfachte Technik treibt die Forschung auf diesem Gebiet jedoch voran.

2 Zielstellung

In der vorliegenden *In-vitro*-Studie wurde die Veränderung der Mikro-Zugfestigkeit verschiedener Adhäsivsysteme durch den Einfluss erosiver Substanzen untersucht. Unter Berücksichtigung der Ätiologie von Erosionen erfolgte die Auswahl von Zitronensäure als stellvertretend endogen erosives Medium und Sprite® Zero zur Simulation exogener Säureangriffe. Zudem wurde vergleichend die Haftkraftveränderung unter Einwirkung der fluoridhaltigen Mundspüllösung elmex® Erosionsschutz bei erosiven Bedingungen betrachtet. Als Adhäsivsysteme kamen exemplarisch für den zunehmenden Trend zur Vereinfachung in Technik und Anwendung die Self-Etch-Systeme Futurabond® DC und Futurabond® M sowie das Drei-Schritt-Adhäsivsystem OptiBond™ FL als Referenzprodukt zur Anwendung. Aus der genannten Zielsetzung ergaben sich folgende Fragestellungen:

- Unterscheidet sich unbehandeltes von erodiertem Dentin in Bezug auf die Mikro-Zugfestigkeit von Adhäsivsystemen?
- Nimmt die Intensität der Erosion Einfluss auf die Mikro-Zugfestigkeit von Dentinhaftvermittlern?
- Ergeben sich Unterschiede in der Mikro-Zugfestigkeit der Adhäsivsysteme zwischen erodiertem und zusätzlich fluoridiertem Dentin?
- Bestehen signifikante Unterschiede in der Mikro-Zugfestigkeit zwischen den Dentinhaftvermittlern verschiedener Wirkmechanismen?
- Genügen die erreichten Haftkräfte den Ansprüchen der klinischen Anwendung?

3 Material und Methodik

3.1 Material

3.1.1 Dentinproben

Zur Durchführung der Versuchsreihen wurden 225 menschliche, vollständig impaktierte und operativ entfernte Weisheitszähne verwendet. Zum Zeitpunkt der Entfernung war das Wurzelwachstum aller verwendeten Zähne abgeschlossen. Pathologische Strukturanomalien, Verfärbungen und kariöse Defekte lagen bei den Versuchszähnen nicht vor. Die Lagerung der Dentinproben erfolgte in 0,9%iger Kochsalzlösung (B. Braun Melsungen AG, Melsungen, D) mit einer maximalen Dauer von 30 Tagen bis zur Versuchsdurchführung.

3.1.2 Materialien des Erosionszyklus

Für den Erosionszyklus kamen zwei Demineralisationslösungen zur Anwendung:

Sprite® Zero Ein Erfrischungsgetränk mit Süßungsmitteln der Firma Coca-Cola GmbH,
Berlin, D; pH-Wert 3,6

Zitronensäure 0,05 M Lösung mit destilliertem Wasser hergestellt; Bombastus-Werke AG,
Freital, D; pH-Wert 2,3

Die Remineralisation erfolgte in **künstlichem Speichel**, der entsprechend der Vorschrift von Fusayama et al. (1963) in der Apotheke des Klinikums der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg hergestellt wurde.

In gereinigtem Wasser enthält 1 Liter Lösung DAB:

Mucin	4g
Harnstoff	1g
Calciumchlorid	0,6g
Dinatriumhydrogenphosphat	0,6g
Kaliumchlorid	0,4g
Natriumchlorid	0,4g
Natriumsulfid	0,0016g
Magnesiumpyrophosphat	0,0016g

Weiterhin wurde in sechs Versuchsreihen die Zahnpflege **elmex® Erosionsschutz** (GABA GmbH, Lörrach, D) verwendet. Nach Herstellerangaben gilt folgende Zusammensetzung:

Wirkstoff	Aminfluorid (125 ppm F ⁻)
	Natriumfluorid (375 ppm F ⁻)
	Zinnchlorid (800 ppm)
Sonstige Bestandteile	Aqua
	Glycerin
	Natriumgluconat
	PEG-40 Hydrogenated Castor Oil
	Aroma
	Cocamidopropylbetain
	Natriumsaccharin
	Salzsäure



Abb. 6: elmex® Erosionsschutz

3.1.3 Adhäsivsysteme

Die Versuchsreihen wurden mit drei Adhäsivsystemen durchgeführt:

OptiBond™ FL	Ein lichthärtendes Zwei-Komponenten-Adhäsiv für die Drei-Schritt-Technik des Etch-and-Rinse-Systems der Firma Kerr, Orange, CA, USA
Futurabond® DC	Ein dualhärtendes Self-Etch-Adhäsivsystem aus zwei Komponenten, die vor Anwendung gemischt werden, pH von 1,5 der Firma VOCO, Cuxhaven, D
Futurabond® M	Ein lichthärtendes Einkomponenten-Self-Etch-Adhäsivsystem, pH von 2 der Firma VOCO, Cuxhaven, D

Die chemische Zusammensetzung wurde von den Herstellern übermittelt.



Abb. 7: OptiBond™ FL

Tab. 1: Zusammensetzung von OptiBond™ FL

Komponente	Inhaltsstoffe	In Gew.-%
OptiBond™ FL Primer	2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA)	30
	Glycerolphosphatdimethacrylat (GPDMA)	10
	Phthalsäure-monomethacrylat (PAMA)	15
	Campherchinon (KC)	1
	Ethanol	22
	Wasser	22
OptiBond™ FL Adhäsiv	Bisphenol-A-glycidylmethacrylat (Bis-GMA)	25,7
	2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA)	19,2
	Glycerol-dimethacrylat (GDMA)	6,5
	Barium-Aluminium-Borsilikatglas	42,2
	Silikatglas	2,6
	Natriumfluorsilikat (Na ₂ SiF ₆)	1,9
	Campherchinon (KC)	0,3



Abb. 8: Futurabond® DC und Futurabond® M

Tab. 2: Zusammensetzung von Futurabond® DC und Futurabond® M

Futurabond® DC	Futurabond® M
Liquid 1	
Dimethacrylate	Dimethacrylate
Siliciumoxid	2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA)
Methacrylat-Phosphatester	Siliciumoxid
Carbonsäuremethacrylatester	Methacrylat-Phosphatester
Campherchinon	Ethanol
Butylhydroxytoluol	Wasser
Liquid 2	Campherchinon
Ethanol	Butylhydroxytoluol
Wasser	

3.1.4 Kompositmaterial

In allen Versuchsreihen wurde das lighthärtende, röntgenopake Nanohybrid-Komposit Tetric EvoCeram[®] (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL), Zahnfarbe A2, verwendet. Der Gesamtgehalt anorganischer Füllstoffe beträgt 75-76 Gew-% und 53-55 Vol-%. Die Partikelgröße liegt zwischen 40-3000 nm. Die Zusammensetzung entspricht den Herstellerangaben.

Tab. 3: Zusammensetzung Tetric EvoCeram[®]

	Inhaltsstoffe	Gew. %
Tetric EvoCeram [®]	Bis-GMA, Urethandimethacrylat, Ethoxiliertes Bis-EMA	16,8
	Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid	48,5
	Präpolymer	34,0
	Additive	0,4
	Katalysatoren und Stabilisatoren	0,3
	Pigmente	< 0,1

3.2 Methodik

3.2.1 Herstellung der Dentinproben

Die Präparation der Proben erfolgte in modifizierter Form entsprechend der von Schaller et al. (1991) beschriebenen Methode, die eine Perfusion des Dentins mit isotoner Kochsalzlösung während der gesamten Versuchsdauer ermöglicht. Gemäß Abbildung 9 wurde unter ständiger Wasserkühlung mit einem zylindrischen Diamantschleifer der Körnung 70 µm (Firma Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, D) zunächst der Wurzelbereich kurz oberhalb der Furkation abgetrennt. Nach Entfernung sämtlichen pulpalen Gewebes erfolgte eine okklusale Reduktion (2, Abb. 9). Entlang der jeweiligen Zahnlongitudinalachse wurde nachfolgend jede Probe in mesio-distaler Richtung durchtrennt (3, Abb. 9). Der sich anschließende Planschliff (4, Abb. 9) fand mittels einer Bandschleifmaschine (RotoPol-35, 300 U/min, der Firma Struers GmbH, Willich, D) und Siliziumcarbid-Schleifpapier der Körnung 250 und 600 (Struers GmbH, Willich, D) unter permanenter Wasserkühlung statt. Dabei wurde die Bukkalfläche soweit abgetragen, dass sich ein einheitlicher Mindestabstand von 1,2 mm zum Pulpencavum ergab. Sämtliche Proben wurden auf eine Dicke von 3,5±0,5 mm getrimmt. Um einen Durchmesser von 8 mm entsprechend der Anforderungen des Versuchsaufbaus nicht zu überschreiten, wurden Überschüsse an den Rändern mittels o.g. Diamantschleifer entfernt. Die Kontrollmessungen der Abstände erfolgten mit einem Tasterzirkel (nach Iwanson, Pluradent, Offenbach, D).

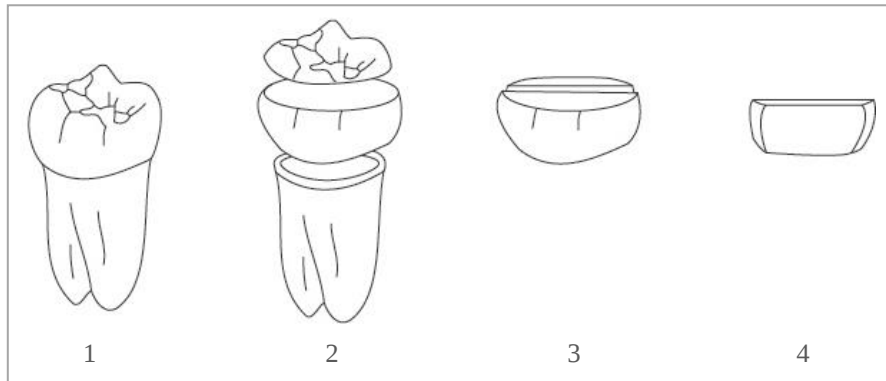


Abb. 9: Probenpräparation: (1) Ausgangsform (2) Wurzelabtrennung und okklusale Reduktion (3) mesio-distale Durchtrennung (4) Abtragen der Bukkalfläche

3.2.2 Erosionszyklus

Die 225 Proben wurden randomisiert in fünf Gruppen zu jeweils 45 vorpräparierten Zähnen aufgeteilt:

1. Kontrollgruppe, keine weitere Behandlung (Gruppe K)
2. Erosionszyklus mit Sprite® Zero (Gruppe S)
3. Erosionszyklus mit Zitronensäure (Gruppe Z)
4. Erosionszyklus mit Sprite® Zero, Behandlung mit elmex® Erosionsschutz (Gruppe SE)
5. Erosionszyklus mit Zitronensäure, Behandlung mit elmex® Erosionsschutz (Gruppe SZ)

45 Proben wurden keiner Behandlung unterzogen und bis zur Versuchsdurchführung in 0,9%iger Kochsalzlösung gelagert. Sie dienten als **Kontrollgruppe** (Gruppe K).

Die restlichen 180 Proben wurden in einem festgelegten Zyklus mit verschiedenen Säuren unter Zimmertemperatur (25° C) behandelt:

Der Erosionszyklus mit **Sprite® Zero** (Gruppe S) erfolgte über einen Zeitraum von 7 aufeinander folgenden Tagen mit einer Säureeinwirkung von 4 x 10 Minuten/Tag. Zwischen den einzelnen Demineralisationen (jeweils eine Stunde) sowie in der übrigen Zeit lagerten die Proben in künstlichem Speichel.

Eine weitere Versuchsgruppe wurde mit **Zitronensäure** (Gruppe Z) in einem Zyklus von 6 x 5 Minuten/Tag über ein Intervall von 10 Tagen erodiert.

Zwei weitere Gruppen ergaben sich nach dem jeweils beschriebenen Erosionszyklus und einer Behandlung mit **elmex® Erosionsschutz** nach der ersten und letzten Säureeinwirkung eines jeden Tages für 2 Minuten (Gruppe SE und ZE).

Bis zur Durchführung der Versuchsreihen wurden die Proben anschließend in isotoner Kochsalzlösung aufbewahrt.

3.2.3 Versuchsaufbau

Zur Ermittlung der Mikro-Zugfestigkeit der Dentinhaftvermittlersysteme wurde die von Schaller et al. entwickelte und wissenschaftlich bewährte Versuchsanordnung genutzt, die eine Simulation der Dentinpermeabilität und des physiologischen intrapulpalen Druckes von 30 cm H₂O während der gesamten Versuchsdauer ermöglicht (1991).

Ein nach unten geschlossener Hohlzylinder mit seitlichem Zulauf diente hierbei als Unterbau. An dessen oberen Ende befand sich eine kreisrunde Öffnung, auf die ein 2 mm hoher Gummiring zur Abdichtung aufgelegt wurde. Der Probenkörper wurde darauf mittig positioniert. Durch das Außengewinde des Unterbaus ließ sich eine formkongruente, den Probenkörper fixierende Überwurfmutter aufschrauben, wodurch der simulierte intrapulale Druck aufgebaut werden konnte. Die 6 mm hohe und 7 mm im Durchmesser große Öffnung der Überwurfmutter exponierte eine Dentinfläche von 38,5 mm² ($\pi \times r^2$), auf der das jeweilige Adhäsivsystem appliziert werden konnte.

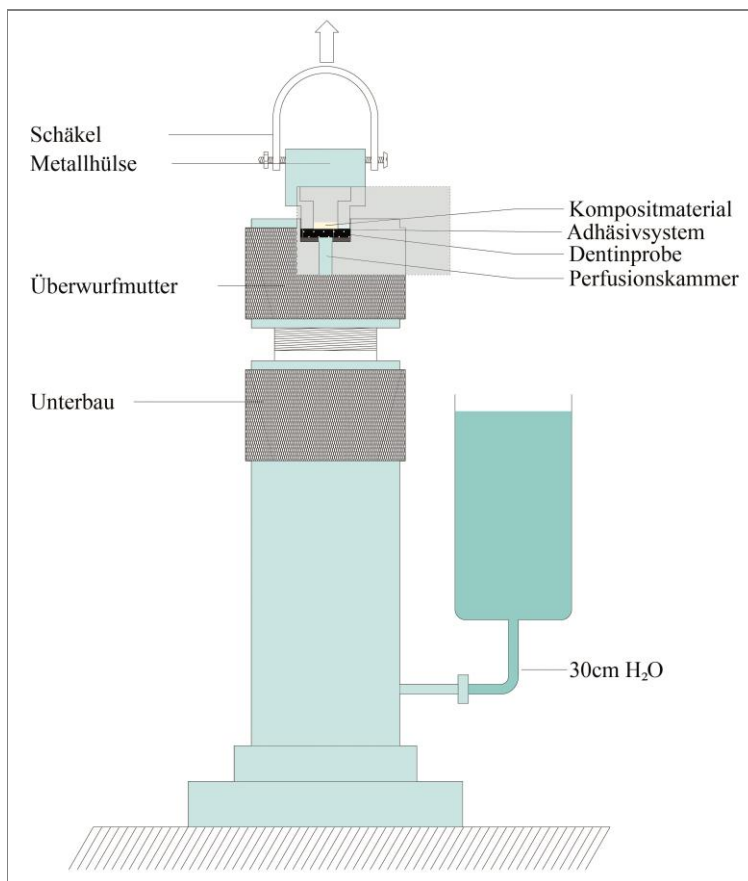


Abb. 10: Schematischer Versuchsaufbau

Eine passgenaue Metallhülse wurde reibungsfrei in die Öffnung der aufgeschraubten Überwurfmutter eingebracht und ermöglichte sowohl die Aufnahme des Kompositmaterials als auch die folgende Übertragung der Mikro-Zugfestigkeit im Abzugsversuch. Dazu besaß die Metallhülse eine durchgehende Bohrung, dessen Innendurchmesser sich konisch von 6 mm auf 1 mm in Richtung der Dentinoberfläche verjüngte und somit die Applikation des Komposits erleichterte. Zwischen Dentinhaftvermittler und Komposit resultierte eine plane Kontaktfläche von 0,785 mm².

Seitlich der Metallhülse befand sich jeweils eine Schraube zur Aufnahme eines Stahlschäkels (Durchmesser von 4 mm), der das System in der Abzugsvorrichtung arretierte. Im unteren Teil der Versuchsvorrichtung wurde der Unterbau durch ein Außengewinde mit der unteren Traverse der Universalprüfmaschine verschraubt. Der seitliche Zulauf des Unterbaus wurde zur Simulation der Dentinpermeabilität mit einem Infusionssystem verbunden, über welches das Perfusionsmedium (physiologische Kochsalzlösung in Tropfflasche) in die Apparatur geleitet wurde. Die Positionierung des Flüssigkeitsspiegels 30 cm über dem Pulpakammerdach simulierte den physiologischen intrapulpalen Druck (Pashley et al., 1995).

3.2.4 Versuchsaufbau

Zu Beginn eines jeden Versuches wurde eine Dentinprobe aus der physiologischen Kochsalzlösung entnommen und mittels ölfreier Druckluft moderat getrocknet. Mit der Pulpakammer nach unten erfolgte die Platzierung der Probe in der Mitte des Gummidichtungsringes. Fixiert wurde der Probenkörper durch Aufschrauben der Überwurfmutter auf den Unterbau. Nach Öffnung der Tropfflasche wurde der Zulauf des Perfusionsmediums solange gewährt, bis das Probenniveau erreicht war. Anschließend wurde die Überwurfmutter festgezogen und überschüssige Flüssigkeit auf der Dentinprobe durch ölfreie Druckluft verblasen.

3.2.5 Verarbeitung der Adhäsivsysteme

Jede der fünf Versuchsgruppen wurde randomisiert mit den drei Adhäsivsystemen kombiniert, wodurch sich die nachfolgende Gruppeneinteilung zu jeweils 15 Dentinproben ergab (Tab. 4).

Tab. 4: Alle 15 Versuchsgruppen in der Übersicht

Reihe	Gruppe	Erosionsmittel	Fluoridlösung	Adhäsivsystem
1	KO	-	-	OptiBond™ FL
2	SO	Sprite® Zero	-	
3	SEO	Sprite® Zero	elmex® Erosionsschutz	
4	ZO	Zitronensäure	-	
5	ZEO	Zitronensäure	elmex® Erosionsschutz	
6	KD	-	-	Futurabond® DC
7	SD	Sprite® Zero	-	
8	SED	Sprite® Zero	elmex® Erosionsschutz	
9	ZD	Zitronensäure	-	
10	ZED	Zitronensäure	elmex® Erosionsschutz	
11	KM	-	-	Futurabond® M
12	SM	Sprite® Zero	-	
13	SEM	Sprite® Zero	elmex® Erosionsschutz	
14	ZM	Zitronensäure	-	
15	ZEM	Zitronensäure	elmex® Erosionsschutz	

Die Adhäsivsysteme wurden nach den entsprechenden Anwendungsvorschriften der Hersteller folgendermaßen verarbeitet:

OptiBond™ FL

- | | |
|---------|---|
| Ätzel | 1. 37,5%ige Phosphorsäure für 15 s auf Dentin applizieren |
| | 2. Mit Wasser 15 s abspülen |
| | 3. 3 s mit Luft trocknen |
| Primer | 4. Mit Pinsel 15 s auf Dentinfläche einmassieren |
| | 5. 5 s mit Luft trocknen |
| Bonding | 6. Mit Pinsel 15 s gleichmäßig auftragen |
| | 7. 3 s mit Luft trocknen |
| | 8. 20 s lichthärten |

Futurabond® DC

1. Liquid 1 und 2 im Verhältnis 1:1 ca. 2 s gründlich mischen
2. Auf Dentin auftragen und 20 s gleichmäßig einmassieren
3. 5 s mit Luft trocknen
4. 10 s lichthärten

Futurabond® M *Single Dose*

1. Folie durchstoßen, Applikator mit Flüssigkeit benetzen
2. Auf Dentin auftragen, 20 s einwirken lassen
3. 5 s mit Luft trocknen
4. 10 s lichthärten

Die Aushärtung sämtlicher Adhäsivsysteme erfolgte unter Verwendung eines Lichtpolymerisationsgerätes des Typs Optilux 401 (Firma Kerr, Karlsruhe, D) mit einer Leistung von 650 mW/mm².

3.2.6 Verarbeitung des Kompositmaterials

Nach Applikation des Dentinhaftvermittlers wurde die Metallhülse zur Aufnahme des Kompositmaterials in die Versuchsvorrichtung eingebracht. Die Hülse wurde mit dem Komposit Tetric EvoCeram® in zwei Schichten zu jeweils 2 mm Stärke beschickt, wobei eine Kreisfläche von 1 mm Durchmesser durch die Öffnung definiert war. Durch die aus der Versuchsanordnung bekannte Passgenauigkeit der Metallhülse in die 6 mm hohe Überwurfmutteröffnung wurde die eingebrachte Kompositstärke kontrolliert. Nach dem Verdichten jeder Schicht mit einem Wurzelkanalstopfer (RCP10-1/2A, Hu-Friedy Mfg. B.V., Rotterdam, NL) erfolgte die Lichthärtung mit dem Polymerisationsgerät für 60 s.

Die Versuchsanordnung wurde in die untere Traverse der Universalprüfmaschine eingeschraubt und anschließend durch den Stahlschäkel mit den Metallkettengliedern an der oberen Lauftraverse verbunden. Dies ergab eine kraftschlüssige Verbindung zwischen der Apparatur und der Universalprüfmaschine.

3.2.7 Analyse

Zur Durchführung der Untersuchungen diente die Zwick Universalprüfmaschine, Typ Z005 (Firma Zwick Roell, Ulm, D), die über die Computersoftware „texpert 7.0“ gesteuert wurde. Das Programm stellte die Ergebnisse automatisch in Form eines Kraft-Zeit-Diagrammes graphisch dar und wertete die Versuche aus.

Folgende Parametern wurden als Standard festgelegt:

Anzahl der Zyklen	1
Testgeschwindigkeit:	1 mm/min
Oberer Kraftskalenwert	1000 N
Vorkraft	gleich Null

Die Zugfestigkeitsversuche wurden 15 Minuten nach Beendigung der Polymerisation begonnen. Die integrierte Handsteuerung erzeugte zunächst eine Vorspannung. Der Zugversuch wurde dann über das Computerprogramm gestartet und automatisch bei Versagen der Haftung zwischen dem oberen und unteren Teil des Versuchsaufbaus beendet. Aus der gemessenen Kraft (F in N) als maximale Haftung zwischen Dentin und Adhäsiv und der vorgegebenen Zugfläche (A in mm^2) errechnete das Programm die Zugfestigkeit (σ in MPa) jedes Zyklus nach der Formel: $\sigma = F/A$. Für jede Gruppe wurden Mittelwert, Medianwert und Standardabweichung bestimmt.

3.2.8 Statistik

Die gewonnenen Daten wurden unter Zuhilfenahme des Statistikprogrammes SPSS (FA IBM, Ehningen, D) ausgewertet. Wesentliche Berechnungen und graphische Darstellungen erfolgten mit diesem Programm. Weiterhin wurden Graphiken mit Microsoft Office Excel (FA Microsoft Corporation, Redmond, USA) erstellt.

Zunächst wurden die entsprechenden Mittelwerte und Standardabweichungen für jede Versuchsgruppe und die Normalverteilung der Messwerte mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests überprüft, um die Voraussetzungen für die statistische Nutzung zu erhalten.

Der Vergleich der Versuchsgruppen untereinander erfolgte mittels einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA). Der Tukey's Studentized Range Test wurde mit einem Signifikanzlevel von 5% für den Vergleich der Gruppen gewählt. Mit Hilfe des paarweisen Vergleichs nach Bonferroni-Holm erfolgte die korrigierte Statistik. Weiterhin wurde der Median jeder Versuchsgruppe ermittelt, um gegenüber Messfehlern eine resistenterer Abbildung der ermittelten Werte zu erhalten.

4 Ergebnisse

In allen 15 Versuchsgruppen konnte eine Mikro-Zugfestigkeit der Adhäsivsysteme am Dentin ermittelt und somit eine Dentinhaftung nachgewiesen werden. Die höchste Zugfestigkeit wurde für den Verbund von OptiBond™ FL auf unbehandeltem Dentin (KO) mit $25,46 \pm 5,02$ MPa gemessen. Den niedrigsten Wert von $5,05 \pm 1,03$ MPa ergab der Verbund des Dentinhaftvermittlers Futurabond® M auf durch Zitronensäure erodiertem Dentin (ZM).

Eine Übersicht aller Materialkombinationen zeigt die folgende Tabelle, in welcher der jeweilige Mittelwert, die Standardabweichung, der Medianwert sowie das Maximum und Minimum jeder Gruppe in MPa aufgeführt sind.

Tab. 5: Übersicht der Ergebnisse (in MPa)

Gruppe	Mittelwert	Standard-abweichung	Medianwert	Minimum	Maximum
KO	25,46	5,02	25,09	17,94	34,23
SO	18,59	4,77	19,47	10,92	26,93
SEO	22,94	3,87	22,94	17,02	29,55
ZO	11,02	2,62	10,86	6,36	15,27
ZEO	16,00	3,53	16,23	10,51	21,01
KD	23,08	3,91	23,76	18,03	30,54
SD	16,72	3,92	16,62	10,21	23,22
SED	19,58	3,78	18,95	14,30	25,74
ZD	9,82	1,72	9,57	7,08	13,07
ZED	18,47	2,35	18,43	14,74	22,67
KM	20,91	4,53	20,06	14,66	29,96
SM	15,20	3,62	15,83	9,09	21,77
SEM	17,04	5,32	16,54	10,89	27,93
ZM	5,05	1,03	4,70	3,85	7,03
ZEM	11,71	2,37	11,29	9,02	15,59

Die Mittelwerte der Zugfestigkeitsuntersuchung betrugen ohne erosive Behandlung der Proben 25,46 MPa bei OptiBond™ FL, 23,08 MPa bei Futurabond® DC und 20,91 MPa bei Futurabond® M. Im Erosionszyklus mit Sprite® Zero reduzierten sich die mittleren Haftkräfte um 26,98% auf $18,59 \pm 4,77$ MPa für OptiBond™ FL, um 27,56% auf $16,72 \pm 3,92$ MPa für Futurabond® DC und um 27,31% auf $15,20 \pm 3,62$ MPa für Futurabond® M. Der Einsatz von Zitronensäure als erosive Lösung ergab eine noch deutlichere mittlere Haftkraftreduktion von 56,72% auf $11,02 \pm 2,62$ MPa für OptiBond™ FL, von 57,45% auf $9,82 \pm 1,72$ MPa für Futurabond® DC und von 75,85% auf $5,05 \pm 1,03$ MPa bei Futurabond® M.

Unter zusätzlicher Verwendung von elmex® Erosionsschutz ließen sich verglichen mit dem jeweils selben Erosionszyklus höhere mittlere Haftkräfte ermitteln. Die Kombination von Sprite® Zero und elmex® Erosionsschutz reduzierte die mittlere Haftkraft im Vergleich zur Kontrollgruppe um 9,90% auf $22,94 \pm 3,87$ MPa bei Verwendung von OptiBond™ FL, um 15,16% auf $19,58 \pm 3,78$ MPa bei Futurabond® DC und um 18,51% auf $17,04 \pm 5,32$ MPa bei Futurabond® M. Der Zitronensäure-Erosionszyklus ergab bei Einsatz der Fluoridlösung verglichen mit der Kontrollgruppe eine mittlere Haftkraftreduktion von 37,16% auf $16,00 \pm 3,53$ MPa (OptiBond™ FL), von 19,97% auf $18,47 \pm 2,35$ MPa (Futurabond® DC) und von 44,00% auf $11,71 \pm 2,37$ MPa (Futurabond® M).

Abbildung 11 stellt die Messergebnisse sämtlicher Versuchsreihen graphisch im Boxplot dar.

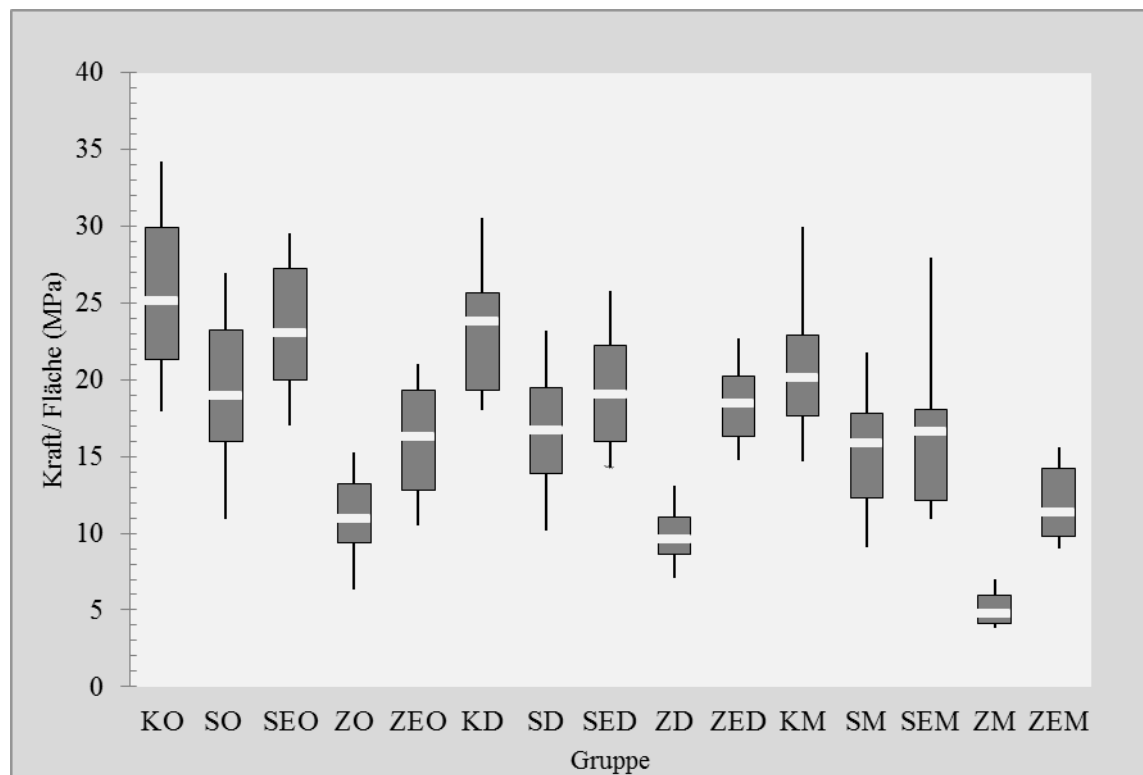


Abb. 11: Graphische Darstellung der Messergebnisse in MPa im Boxplot

Die statistische Auswertung zeigte einen signifikanten Einfluss der Wahl des Dentinhaftvermittlers auf die Mikro-Zugfestigkeit unter erosiver Behandlung ($p < 0,001$; ANOVA). Im Tukey's Studentized Range Test ergaben sich bei allen drei Dentinhaftvermittlersystemen signifikant niedrigere Zugfestigkeiten unter erosiver Behandlung mit Sprite® Zero und Zitronensäure verglichen mit den unbehandelten Proben ($25,46 \pm 5,02$ MPa (KO) vgl. $18,59 \pm 4,77$ MPa (SO) und $11,02 \pm 2,62$ MPa (ZO); $23,08 \pm 3,91$ MPa (KD) vgl. $16,72 \pm 3,92$ MPa (SD) und $9,82 \pm 1,72$ MPa (ZD); $20,91 \pm 4,53$ MPa (KM) vgl. $15,20 \pm 3,62$ MPa (SM) und $5,05 \pm 1,02$ MPa (ZM); $p < 0,05$; Tukey's Studentized Range Test). Signifikanzen zeigten sich zusätzlich im Vergleich der Erosionsmedien untereinander ($18,59 \pm 4,77$ MPa (SO) vgl. $11,02 \pm 2,62$ MPa (ZO); $16,72 \pm 3,92$ MPa (SD) vgl. $9,82 \pm 1,72$ MPa (ZD); $15,20 \pm 3,62$ MPa (SM) vgl. $5,05 \pm 1,03$ MPa (ZM)).

Die Haftkräfte der Adhäsivsysteme wichen in den Kontrollgruppen nicht signifikant voneinander ab ($25,46 \pm 5,02$ MPa (KO) vgl. $23,08 \pm 3,91$ MPa (KD) vgl. $20,91 \pm 4,53$ MPa (KM); $p > 0,05$; Tukey's Studentized Range Test). In den jeweiligen Erosionszyklen konnten ebenso keine signifikanten Haftkraftdifferenzen zwischen dem Etch-and-Rinse-Adhäsivsystem und den selbststützenden Haftvermittlern festgestellt werden ($18,59 \pm 4,77$ MPa (SO) vgl. $16,72 \pm 3,92$ MPa (SD) und $15,20 \pm 3,62$ MPa (SM); $11,02 \pm 2,62$ MPa (ZO) vgl. $9,82 \pm 1,72$ MPa (ZD) $p > 0,05$; Tukey's Studentized Range Test). Eine Ausnahme stellte die Zitronensäure-Erosionszyklusgruppe unter Verwendung von Futurabond® M dar, die signifikant niedrigere Werte verglichen mit beiden anderen Haftvermittlern ergab ($5,05 \pm 1,03$ MPa (ZM) vgl. $11,02 \pm 2,62$ MPa (ZO) und $9,82 \pm 1,71$ MPa (ZD), $p < 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Im Sprite® Zero-Erosionszyklus ließen sich unter Verwendung von elmex® Erosionsschutz bei allen drei Haftvermittlersystemen keine signifikanten Unterschiede verglichen mit der Sprite® Zero-Gruppe ohne elmex® Erosionsschutz erkennen (SE vgl.S, $p > 0,05$; Tukey's Studentized Range Test). Zutreffend für sämtliche gewählte Adhäsivsysteme erhöhte die Remineralisation mit elmex® Erosionsschutz im Vergleich zur Erosionsgruppe ohne Mundspüllösung hingegen die Mikro-Zugfestigkeit signifikant im Zitronensäure-Erosionszyklus (ZE vgl. Z, $p < 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Im Vergleich zu den adhäsivspezifischen Kontrollgruppen zeigte die Verwendung von elmex® Erosionsschutz im Zitronensäure-Erosionszyklus bei Verarbeitung mit OptiBond™ FL und Futurabond® M signifikant niedrigere Haftkräfte ($16,00 \pm 3,53$ MPa (ZEO) vgl. $25,46 \pm 5,02$ MPa (KO) und $11,71 \pm 2,37$ MPa (ZEM) vgl. $20,91 \pm 4,53$ MPa (KM), $p < 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Bei allen drei Adhäsivsystemen wichen die mittleren Haftkräfte unter Einsatz von Sprite® Zero als Erosionsmedium in Kombination mit der Remineralisationslösung nicht signifikant zur entsprechenden Kontrollgruppe ab (SE vgl K; $p > 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Mittels Bonferroni-Holm-Korrektur wurden die ermittelten Ergebnisse überprüft und bestätigt.

Im Anhang befinden sich die Messergebnisse der einzelnen Gruppen zur differenzierteren Betrachtung. Die hier aufgeführten Tabellen listen die Einzelwerte und deskriptiven Daten auf, die Abbildungen zeigen die graphische Darstellung der Einzelergebnisse (Tab. 6-35; Abb. 12-26).

5 Diskussion

5.1 Material und Versuchsdurchführung

5.1.1 Auswahl der Zähne

Für die Durchführung der Versuche wurden ausschließlich humane, kariesfreie Weisheitszähne mit abgeschlossenem Wurzelwachstum verwendet. Aufgrund der unterschiedlichen Interaktion des Dentins mit dem applizierten Adhäsiv eignen sich Rinderzähne nicht als Alternative für Versuche in tiefen Dentinschichten wie im vorliegenden Studiendesign (Soares et al., 2012). In Erosionstests weichen die Ergebnisse des Zahnhartsubstanzverlustes ebenso von menschlichem Dentin ab, was mit einem höheren Anteil an Dentintubuli und einer folglich besseren Säurepenetration in Rinderzähnen in Zusammenhang gebracht wird (Pashley et al., 1995; Wegehaupt et al., 2008). Zur Simulation physiologischer Bedingungen wurden daher menschliche Zähne verwendet.

Im Dentin nehmen Struktur und Qualität der Zahnhartsubstanz entscheidend Einfluss auf die Haftkraft von Adhäsivsystemen (Marshall et al., 1997; Hegde, 2011). Die morphologischen, chemischen und physikalischen Unterschiede von kariösem Dentin resultieren in deutlich geringeren Haftkräften, wie eine Vielzahl von *In-vitro*-Untersuchungen belegt (Nakajima et al., 2011). Auch sklerotische Veränderungen, altersbedingt oder anderen nicht-kariösen Ursprungs, führen durch zunehmende Obliteration der Dentinkanälchen und die erschwerte Ätzung zu schlechteren Ergebnissen in Zugfestigkeitsversuchen (Tay und Pashley, 2004; Tsai et al., 2011). Durch die Auswahl vollständig retinierter Zähne konnte der Einfluss exogener Faktoren weitgehend ausgeschlossen werden. Allerdings zeigen diese Zähne einen großen Kanaldurchmesser und ein gering ausgeprägtes peritubuläres Dentin mit möglichen nachteiligen Auswirkungen auf die Haftkraft (Finger, 1988).

Ein feuchtes Milieu ist nötig, um die Zähne vor Austrocknung zu schützen (Secilmis et al., 2011). Die Lagerung unmittelbar nach Extraktion und während der gesamten Versuchsdauer erfolgte in physiologischer Kochsalzlösung, die in früheren Studien aufgrund ihrer Zusammensetzung als Medium ohne Auswirkungen auf die Zugfestigkeit betrachtet wurde (Haller et al., 1993). Neuere Studien zeigen jedoch, dass der für diese Lösung typische Mangel an Calcium- und Phosphationen die Dentineigenschaften verändert und empfehlen Lagermedien wie 10%iges Formalin (Perdigão, 2010; Secilmis et al., 2011). Die im vorliegenden Studiendesign gewählten Erosionszyklen sollten jedoch ohne Wechselwirkungen mit anderen Chemikalien durchgeführt werden, sodass bei fehlender Kenntnis dieser Interaktionen die in früheren Haftkraftuntersuchungen übliche physiologische Kochsalzlösung gewählt wurde.

Da eine Lagerungszeit von einem Monat keinen signifikanten Einfluss auf die Zugfestigkeit nimmt, wurden die Versuche spätestens vier Wochen nach Zahnextraktion durchgeführt (Blunck et al., 1990; Santana et al., 2008).

5.1.2 Probendesign

Die Präparation der Proben erfolgte nach einem strikten Protokoll, um standardisierte klinische Bedingungen zu erhalten. Studien zufolge korreliert die Präparationsmethode mit der Haftkraft, wobei sich bei Einsatz von Siliziumcarbid-Schleifpapier keine Einschränkungen erkennen lassen (Sattabanasuk et al., 2007; Yiu et al., 2008). Da eine dicke Schmierschicht vor allem bei Einsatz selbstätzender Adhäsivsysteme geringere Haftwerte ergibt (Senawongse et al., 2010), wurde eine klinisch gebräuchliche Körnung unter dem Aspekt, diese möglichst gering zu halten, verwendet.

Um darüber hinaus eine Veränderung der Dentinoberfläche aufgrund von Überhitzung und übermäßiger Verschmierung zu verhindern, erfolgte die Präparation unter permanenter Wasserkühlung (50 ml/min) - eine praxisübliche und für *In-vitro*-Untersuchungen empfohlene Vorgehensweise (Tagami et al., 1991).

Zur Schaffung standardisierter Bedingungen wurde jede Dentinprobe auf eine Höhe von $3,5 \pm 0,5$ mm mit einem konstanten Abstand zum Pulpencavum von 1,2 mm getrimmt, da die nach Präparation verbliebene Dentindicke als Einflussfaktor der Haftkraft bekannt ist (Pipo et al., 2012; Yoshikawa et al., 2012). Die morphologischen Unterschiede in verschiedenen Dentinlokalisationen, unter anderem Tubulidichte und Liquordruck (Inou et al., 2003), sind ausschlaggebend für derartige Haftkraftdifferenzen. Daher wurden einheitlich vestibuläre Dentinproben mit konstantem Pulpenabstand gewählt. Die festgelegte Dentintiefe berücksichtigte die Intention der verwendeten Erosionszyklen, repräsentativ für starke erosive Zahnhartsubstanzschädigungen zu sein.

5.1.3 Erosionszyklus

Die Auswahl der erosiven Lösungen erfolgte unter den bekannten ätiologischen Gesichtspunkten (Schmidt et al., 2003). Exemplarisch wurden, in Anlehnung an ähnliche Studiendesigns (Ganss et al., 2004; Hara et al., 2005; Ganss et al., 2007; Young und Tenuta, 2011), reine Zitronensäure und ein handelsübliches Erfrischungsgetränk (Sprite® Zero) als Demineralisationslösungen verwendet. Zitronensäure ist eine der bedeutendsten Komponenten vieler saurer Speisen und Getränke, charakterisiert hingegen auch stellvertretend endogene Säureangriffe. Unter den Erfrischungsgetränken zeigt Sprite® Zero im Vergleich mit anderen bei einem pH-Wert von 3,6 eine äußerst hohe Pufferkapazität (de Carvalho Sales-Peres et al., 2007). Da dies die erosive Wirkung maßgeblich bestimmt (Barbour et al., 2011), gilt das Getränk als repräsentativ für die Entstehung einer Zahnhartsubstanzschädigung durch exogene

Säureangriffe. Dessen Erosivität wurde in früheren Untersuchungen belegt (Attin et al., 1999; de Carvalho Sales-Peres et al., 2007).

Orientiert an der klinischen Situation wurde künstlicher Speichel als Lagermedium zwischen den Demineralisationsphasen verwendet. Seine remineralisierende Wirkung konnte in mehreren Studien nachgewiesen werden (Attin et al., 2000; Hara et al., 2008).

Die Expositionsdauer, -frequenz und der Zeitraum stellen wichtige zu definierende Parameter in *In-vitro*-Modellen dar, deren Variation verschiedene klinische Bedingungen simulieren kann. Der für die Zitronensäure gewählte Erosionszyklus (6 x 5 min, 10 Tage) orientiert sich an früheren Studiendesigns zur Untersuchung erosiver Schädigungen (Ganss et al., 2001). Die relativ hoch gewählten Parameter in Kombination mit der Wahl reiner Zitronensäure simulieren klinische Situationen von Hoch-Risikopatienten mit multiplen täglichen Säureangriffen (Schlueter et al., 2009b). Die Auswahl der Parameter unter Anwendung von Sprite® Zero (4 x 10 min, 7 Tage) steht für exogen hervorgerufene Erosionen unter gewöhnlichen Bedingungen.

Die Anwendung fluoridhaltiger Lösungen erweist sich erfolgreich in der Prävention dentaler Erosionen, wobei die Art der Fluoridverbindung entscheidend für deren Wirksamkeit ist (Magalhães et al., 2011). In der vorliegenden Studie kam die Mundspüllösung elmex® Erosionsschutz in sechs Versuchsreihen zum Einsatz. Die Wirkstoffkombination des Produktes aus Natriumfluorid (375 ppm F⁻), Aminfluorid (125 ppm F⁻) und Zinnchlorid (800 ppm F⁻) gilt als äußerst effektiv, ohne Missempfindungen wie im Fall höherer Zinnkonzentrationen hervorzurufen (Schlueter et al., 2009b). Eine wirksame Reduktion des erosionsbedingten Zahnhartsubstanzverlustes erfolgt dabei im Schmelz (zu 67%) und im Dentin (zu 47%), auch unter stark erosiven Bedingungen wie denen des bereits beschriebenen Zitronensäure-Erosionszyklus (Ganss et al., 2010). Die Applikationsdauer der Mundspüllösung von 2 x 2 min täglich wurde in Anlehnung an die Erkenntnisse von Schlueter et al. (2009a) gewählt, wonach diese *In-vitro*-Parameter als prädiktiv für die *In-situ*-Ergebnisse einer klinisch relevanten Applikationszeit von 1 x 30 s/Tag gelten.

5.1.4 Kompositmaterial

In sämtlichen Versuchen kam das Komposit Tetric EvoCeram® der Zahnfarbe A2 zum Einsatz. Dies vermeidet eine Veränderung der Haftkraft aufgrund unterschiedlicher Materialzusammensetzungen und -opazitäten (Erickson und Glasspoole, 1994).

Eine Dicke von maximal 2 mm pro eingebrachte Schicht, standardisiert durch die festgelegte Höhe der Überwurfmutteröffnung, ermöglicht eine vollständige Durchleuchtung trotz umgebender Metallhülse im Versuchsaufbau (Flury et al., 2014). Durch die horizontale Schichttechnik kann die polymerisationsbedingten Volumenschrumpfung weitgehend

kompensiert, der Schrumpfstress also reduziert werden. Dies ermöglicht einen effizienteren Verbundmechanismus (Nikolaenko et al., 2004).

Jede Schicht wurde für exakt 60 s lichtgehärtet, um den Einfluss der Bestrahlungszeit auszuschließen (Erickson und Glasspoole, 1994). Die Wahl einer konstanten Leistung des Polymerisationsgerätes von 650 mW/mm² begründet sich mit der Feststellung, dass sich bei einer Lichtintensität zwischen 600 und 900 mW/mm² keine Unterschiede in der Haftkraft ergeben (Yamamoto et al., 2006).

5.1.5 Versuchsdurchführung

Haftkraftuntersuchungen gelten als bewährte Methode zur Ermittlung der Wirksamkeit von Adhäsivsystemen, wobei gewöhnlich Zug- und Scherversuche zum Einsatz kommen (Pashley et al., 1995; Sirisha et al., 2014). Durch die enormen Fortschritte in der Entwicklung erreichen zeitgenössische Dentinhaftvermittler hohe Verbundfestigkeiten, die bei Einsatz konventioneller Testmethoden zu Kritikpunkten in der Ergebnisvalidität führen (Lula et al., 2014). Die Problematik dieser Versuchsverfahren besteht in dem gehäuftem Auftreten kohäsiver Brüche im Dentin (Pashley et al., 1995; Armstrong et al., 2010). Die Adhäsiv-Dentin-Grenzfläche bleibt dabei intakt und der Haftverbund versagt ab einer Haftkraft von 15-20 MPa in der Zahnhartsubstanz selbst (Goracci et al., 2004). Pashley et al. (1995) geben dies bei Haftwerten über 25 MPa mit einer auftretenden Häufigkeit von bis zu 80% an. Die Größe der Testoberfläche bestimmt gemäß der Formel zur Berechnung der Haftkraft ($\text{Haftkraft} = \text{Bruchlast} / \text{Querschnittsfläche}$) entscheidend das ermittelte Ergebnis, eine gleichmäßige Spannungsverteilung vorausgesetzt (Escribano et al., 2003; Armstrong et al., 2010). Nach Griffith (1921) treten mit Zunahme der Fläche vermehrt Spannungen und letztlich Defekte auf, die einen Bruch in Grenzflächenbereichen initiieren können. So kann der Haftverbund bei größeren Testflächen durch die nicht geradlinige Kraftübertragung vorzeitig versagen und eine eigentliche Messung der nominalen Haftkraft verhindern (Tantbirojn et al., 2000).

Der Mikro-Zugfestigkeitstest (microtensile bond test= μ TBT) nach Sano et al. (1994) ermöglicht durch die minimale Testoberfläche (ca. 1 mm²) eine deutlich gleichmäßigere Spannungsverteilung und reduziert die Anzahl kohäsiver Brüche. Diese Vorteile begründen die Auswahl des Verfahrens in der vorliegenden Studie gleichermaßen wie dessen bekannter Einsatz zur Untersuchung abnormalen Dentins (Inoue et al., 2003).

Zur Annäherung an klinische Bedingungen (Marshall et al., 1997; Sirisha et al., 2014) integriert die Versuchsanordnung eine Simulation des physiologischen intrapulpalen Druckes durch Perfusion mit isotonischer Kochsalzlösung. Diese Methodik ermöglicht eine ausreichend feuchte Oberfläche und vermeidet das Austrocknen des Dentins, kann jedoch die Haftkraft

bekanntlich reduzieren (Schaller et al., 1994; Moll et al., 2005). Die gewählte Höhe von 30 cm H₂O wird in einer Vielzahl von Haftkraftversuchen verwendet (Cardoso et al., 2008a) und kommt nach Pashley et al. (1995) den tatsächlichen intrapulpalen Druckverhältnissen am nächsten.

Aufgrund der in Mikro-Zugfestigkeitstests üblichen geringen Probengrößen zeigen sich von der Zugmaschinengeschwindigkeit (0,01-10,0 mm/min) weitgehend unbeeinflusste Haftkräfte (Armstrong et al., 2010). Durchgeführt wurden die Zugversuche mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/min (Poitevin et al., 2008), wodurch die Zugkraft langsam gesteigert und ein unkontrolliertes Frakturieren des Adhäsiv-Dentin-Verbundes verhindert wird.

Basierend auf Mikro-Zugfestigkeitsuntersuchungen unmittelbar und 24 Stunden nach Verarbeitung des Komposits, die keine signifikanten Unterschiede ergaben, erfolgte die Messung 15 Minuten nach der Lichthärtung (Sadek et al., 2005). Das festgelegte Zeitintervall standardisiert die Ergebnisse und gewährleistet zugleich die Untersuchung der klinisch relevanten, unmittelbar erreichten Haftung.

5.1.6 Adhäsivsysteme

Zur Anwendung kamen exemplarisch drei verschiedene Dentinhaftvermittler. OptiBondTM FL ist ein Drei-Schritt-Adhäsivsystem der Etch-and-Rinse-Technik, das aufgrund seiner hohen Zuverlässigkeit in internationalen Studien häufig als Referenzprodukt eingesetzt wird (Haller und Blunck, 2003; Scherrer et al., 2010). Den hohen Haftwerten, die mittels derartiger Mehrschrittssysteme erreicht werden können, stehen die starke Techniksensibilität und die Gefahr von Anwendungsfehlern gegenüber. Eine deutliche Optimierung im Applikationsprozess ermöglichen vereinfachte Systeme durch die Reduktion der Arbeitsschritte und die höhere Fehlertoleranz (Van Meerbeek et al., 2011). Zu diesen gehören die eingesetzten Dentinhaftvermittler Futurabond[®] DC und Futurabond[®] M, beides Ein-Schritt-Systeme der Self-Etch-Technik, jedoch mit unterschiedlicher Komponentenanzahl. Futurabond[®] DC besteht aus zwei vor Applikation zu mischenden Komponenten; als Vertreter der All-in-One-Produkte vereint Futurabond[®] M alle Bestandteile in einer Lösung. Im Gegensatz zum Etch-and-Rinse-Konzept wird bei Self-Etch-Systemen die Schmierschicht nicht entfernt, sondern in den Verbundmechanismus einbezogen (Krithikadatta, 2010). Die Demineralisationsfront entspricht der Tiefe der Monomerinfiltration durch die gleichzeitige Dentinkonditionierung und Penetration durch saure Monomere (Blunck, 2012). Selbstätzende Ein-Schritt-Dentinhaftvermittler können jedoch bislang keine vergleichbaren Haftkräfte und Beständigkeiten von Mehrschrittssystemen erreichen (Cardoso et al., 2011).

5.2 Ergebniskritik

5.2.1 Einfluss der Versuchsbedingungen

Verglichen mit anderen Studien (Sattabanasuk et al., 2007; Cardoso et al., 2008b; Magne et al., 2008; Scherrer et al., 2010) ergaben die vorliegenden Untersuchungen eher niedrige Haftwerte. Neben der generell eingeschränkten Ergebnisvergleichbarkeit verschiedener Studien (Armstrong et al., 2010) kommen andere Faktoren in Betracht. Dazu zählt die Verwendung pulpennaher Dentinproben, da die Haftkraft in tieferen Schichten nach Literaturangaben generell niedriger als an der Dentinoberfläche ist (Marshall et al., 1997; Inoue et al., 2003). Neuere Studien verweisen darauf, dass der Anteil an „Fest-Dentin“ (Differenz aus Gesamtdentin und dem Anteil exponierter Dentintubuli) entscheidender ist als die tatsächliche Tiefe (Garcia et al., 2009; Sirisha et al., 2014). Die pulpennah höhere Tubulidichte bedingt die größere Humidität von tieferliegendem Dentin und erschwert so den Angriff von Primern (Perdigão, 2010; Pupo et al., 2012). Eine differenziertere Betrachtung stellt die für verschiedene Dentinlokalisationen abweichenden Haftkräfte jedoch auch in Zusammenhang mit der Art des Bondingmechanismus: Aufgrund der bei selbstätzenden Adhäsivsystemen im Primer integrierten Säure erweisen sich derartige Haftvermittler als weniger kritisch in tiefen Dentinarealen. Die für Etch-and-Rinse-Systeme charakteristische separate Säureätzung erklärt hingegen deren höhere Sensitivität auf regionale Dentinunterschiede (Pupo et al., 2012) und die vergleichsweise niedrigen Haftkräfte von OptiBond™ FL.

Des Weiteren erfolgte die Versuchsdurchführung unter kontinuierlicher Dentinperfusion, um klinische Bedingungen zu simulieren (Sirisha et al., 2014). Die Perfusion wurde in Anlehnung an den physiologischen intrapulpalen Druck (Pashley et al., 1995) und unter Berücksichtigung der für Haftkraftversuche bewährten Methodik mit 30 cm H₂O durchgeführt (Schaller et al., 1991). Vor allem bei Verwendung pulpennaher Proben wird die Dentinperfusion mit einem Absinken der Haftkraft in Zusammenhang gebracht, bedingt durch eine Behinderung der Monomerinfiltration (Cardoso et al., 2008a). Dies erklärt die geringeren Haftkräfte für Etch-and-Rinse-Systeme unter Dentinperfusion (Perdigão, 2010) und verweist auf die hier ebenso bedeutsame Zusammensetzung des Adhäsivsystems (Cardoso et al., 2008a; Sirisha et al., 2014). Selbstätzende Haftvermittlersysteme unterliegen einem geringeren Einfluss der Pulpendrucksimulation, wobei All-in-One-Produkte empfindlicher als Zwei-Schritt-Self-Etch-Systeme sind (Perdigão, 2010).

Die Verwendung physiologischer Kochsalzlösung als Perfusionsmedium mit einer sehr geringen Viskosität könnte ebenso die eher niedrigen Haftwerte erklären. Im Vergleich zeigt beispielsweise Rinderserum signifikant höhere Haftkräfte (Nikaido et al., 1995). Auch menschliches Plasma erwies sich als Haftkraft-verbesserndes Perfusionsmedium (Gernhardt et al., 2006). Dies begründet sich in der Präzipitation von im Plasma und Serum enthaltenen

Serumproteinen, die mit den Primern interagieren und folglich Monomeren ein Eindringen in die konditionierte Dentinstruktur erleichtern (Nikaido et al., 1995; Gernhardt et al., 2006). Auch hier zeigen Etch-and-Rinse-Systeme verglichen mit Self-Etch-Haftvermittlern eine höhere Empfindlichkeit auf das Perfusionsmedium (Mobarak et al., 2013).

5.2.2 Einfluss der Erosionen

In den *In-vitro*-Untersuchungen an dentinbegrenzten Kavitäten ergab sich bei allen verwendeten Adhäsivsystemen eine signifikante Reduktion der Mikro-Zugfestigkeit durch die Einwirkung erosiver Substanzen. Diese Ergebnisse korrelieren mit denen ähnlicher Studiendesigns zur Untersuchung der Haftkraft an sklerotisiertem Dentin, welches typisch ist für nicht-kariöse zervikale Läsionen, an deren Entstehung Erosionen maßgeblich beteiligt sind (Tay und Pashley, 2004; Camargo et al., 2008; Heintze et al., 2010). Als Ursache der verminderten Haftkräfte werden mikrostrukturelle Dentinunterschiede angesehen, die im Rasterelektronenmikroskop nachweisbar sind. Demnach besteht ein Verschluss der Dentintubuli durch Mineralsalze, wodurch die Zapfenausbildung verhindert wird. Ferner bildet sich auf sklerotischem Dentin eine hypermineralisierte Deckschicht, die als säureresistente Diffusionsbarriere ein Anätzen der Oberfläche und damit die Formierung der Hybridschicht erschwert (Hegde, 2011). Zudem bedingen Diskontinuitäten in der hypermineralisierten Oberflächenschicht den Einschluss von Bakterien, wodurch ein zusätzliches Infiltrationshindernis gegeben ist (Kwong et al., 2002). Im Verlauf der Hybridisierung verbleiben diese Bakterien in der Kunststoffschicht und induzieren Defekte im adhäsiven Verbund. Daher werden Bakterien als weiterer Faktor der Haftkraftverminderung betrachtet (Kwong et al., 2002; Hegde, 2011).

Signifikante Haftkraftunterschiede zeigten sich auch im Vergleich der Erosionszyklen untereinander. Folglich konnten verschiedene Schweregrade der Erosion simuliert werden, die eine differenzierte Betrachtung der Adhäsivsystem-Wechselwirkung mit den jeweiligen Bedingungen ermöglichen. Die unter Verwendung von Sprite® Zero lädierten Proben als repräsentativ für gewöhnliche Erosionen ergaben zur Kontrollgruppe um etwa 27% erniedrigte Haftkräfte, ohne Unterschied zwischen der Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Technik. Eine 25-40%ige Verminderung der Mikro-Zugfestigkeit wurde auch in früheren Untersuchungen für beide Adhäsivsystem-Varianten festgestellt (Yoshiyama et al., 1996; Kwong et al., 2002; Camargo et al., 2008). Im Zitronensäure-Erosionszyklus, der klinische Situationen von Hoch-Risikopatienten und damit eher schwere Formen von Erosionen simuliert, ließen sich hingegen Unterschiede in der Wahl des Adhäsivsystems beobachten. Verglichen mit den Haftvermittlern OptiBond™ FL und Futurabond® DC wurden bei Verwendung von Futurabond® M signifikant niedrigere Werte gemessen. Dies erklären die folgenden Überlegungen:

Zur Verbesserung der mikromechanischen Adhäsion an sklerotischem Dentin werden generell zwei Ansätze verfolgt (Hegde, 2011) - einerseits mittels stärkerer Säuren bzw. höherer Ätzzeiten, andererseits durch Oberflächenbearbeitung zur Entfernung der hypermineralisierten Deckschicht.

Nach Kwong et al. (2002) zeigt sich die Haftkraftreduktion prozentual gleichartig erniedrigt, unabhängig von der Art der Diffusionsbarriere - ob in Form der für erodiertes Dentin typischen belassenen hypermineralisierten Deckschicht oder der durch zusätzliche Oberflächenpräparation erzeugten säureresistenten Schmierschicht. Die Untersuchungen von Zimmerli et al. ergaben hingegen, dass unter Berücksichtigung der Adhäsivsystem-Auswahl die Art der Oberflächenbearbeitung die Haftkraft signifikant beeinflusst (2012): Im Vergleich der unmittelbaren Mikrozugfestigkeit stellten sich Etch-and-Rinse-Systeme nicht sensitiv auf die Oberflächenbehandlung dar, bei milden Self-Etch-Systemen erwiesen sich hingegen feinkörnige Diamanten vorteilhaft.

Durch die separate Säureätzung im Etch-and-Rinse-System können die Diffusionshindernisse sklerotischen Dentins weitgehend überwunden und eine ausreichende Haftung erzielt werden (Tay und Pashley, 2004). Selbstätzende Adhäsivsysteme nutzen hingegen Primer, die je nach Azidität die Diffusionsbarrieren mehr oder weniger gut durchdringen können. Nach Tay und Pashley (2004) ätzen milde Primer nur etwa 0,5 µm tief in die Zahnhartsubstanz, sodass im Falle dicker hypermineralisierter Deckschichten keine direkte Haftung an der Zahnoberfläche möglich ist (Hegde, 2011). Trotz der in diesem Fall fehlenden Hybridschicht können manche selbstätzende Haftvermittler mit Etch-and-Rinse-Systemen vergleichbare Haftkräfte erreichen (Kwong et al., 2002). Bedingt ist dies vermutlich durch eine partielle Demineralisation der hypermineralisierten Deckschicht nach Applikation des selbstätzenden Primers, die ausreichend Porosität für eine effektive Kunststoffhaftung schafft (Tay et al., 2000). Folglich wird die Mikro-Zugfestigkeit in diesem Fall entscheidend von der Haftung der hypermineralisierten Schicht an der Dentinoberfläche bestimmt (Kwong et al., 2002).

Bei schweren Erosionsformen kann vermutet werden, dass die geringe Azidität des selbstätzenden Haftvermittlers Futurabond® M (pH von 2) nicht ausreicht, um die vermeintlich dicke hypermineralisierte Deckschicht zu durchdringen und selbst eine partielle Demineralisierung nur unzureichend erfolgt. Zur besseren Haftung könnte hier vor der Adhäsivapplikation eine Oberflächenbearbeitung durch feinkörnige Diamanten (Zimmerli et al., 2012) vorteilhaft sein. Der niedrigere pH-Wert des Self-Etch-Systems Futurabond® DC (pH von 1,5) ist eine Erklärungsmöglichkeit für dessen vergleichsweise besseren Haftkräfte im Zitronensäure-Erosionszyklus. Den vermeintlich vorteilhaften Effekt einer höheren Azidität im Vergleich der Mikro-Zugfestigkeiten selbstätzender Adhäsivsysteme zeigten auch die Untersuchungen von Tsai et al. (2011). Wird im Falle von Self-Etch-Systemen die Hydroxylapatitschicht gänzlich intakt belassen, sollten 10-MDP-haltige Produkte durch ihre

zusätzliche chemische Haftung an den verbleibenden Kristallen verwendet werden (Hegde, 2011). Keines der beiden verwendeten Self-Etch-Haftvermittler enthielt jedoch dieses Monomer.

Die Studie von Zimmerli et al. (2012) zeigte zusätzlich in einer Langzeitkontrolle der Haftkraft ein Übertreffen des selbststätzenden Haftvermittlers gegenüber dem Etch-and-Rinse-System. Dies impliziert den Bedarf weiterer Untersuchungen bezüglich des Langzeiterfolges, die Abweichungen in der Haftvermittlerempfehlung für verschiedene Erosionsgrade nach sich ziehen könnten.

5.2.3 Einfluss der Fluoridapplikation

Die Applikation lokaler Fluoride, besonders zinnhaltiger, erweist sich als protektiv für den fortschreitenden Mineralverlust dentaler Erosionen (Ganss et al., 2010; Flury et al., 2013). Der Vergleich verschiedener Fluoridverbindungen zeigt außerdem signifikant höhere Mikrozugfestigkeiten unter Verwendung zinnfluoridhaltiger Präparate (Flury et al., 2013).

Der positive Effekt der Fluoridanwendung deutete sich in den vorliegenden Untersuchungen schon unter Simulation gewöhnlicher Erosionen (Sprite® Zero-Erosionszyklus) an. Hier verbesserte die Anwendung von elmex® Erosionsschutz die Haftkraft gegenüber der Erosionsgruppe nicht signifikant, ergab jedoch mit den jeweiligen Kontrollgruppen der Adhäsivsysteme vergleichbare Messwerte. Trotz erosiver Schädigung konnten also durch die Fluoridapplikation ausreichende Mikro-Zugfestigkeiten ohne wesentliche Abweichung zu gesundem Dentin erzielt werden. Die nicht signifikante Verbesserung zur Erosionszyklusgruppe ohne Fluoridapplikation lässt sich mit der Simulation eher milder erosiver Angriffe erklären, die nicht ausreichen, um deutliche Differenzen abzugrenzen.

Repräsentativ für schwere Erosionsformen zeigten sich im Zitronensäure-Erosionszyklus signifikante Haftkraftverbesserungen nach lokaler Fluoridanwendung. Diese Ergebnisse korrelieren mit den Erkenntnissen, dass die Applikation zinnhaltiger Fluoride den erosiven Substanzverlust selbst unter schweren erosiven Bedingungen sowohl *in vitro* als auch *in situ* signifikant reduzieren kann (Ganss et al., 2010). Ein vermeintlicher Zusammenhang besteht dabei zu der Formierung einer demineralisierten kollagenreichen Oberflächenschicht nach Säureeinwirkung. Dieser exponierten organischen Dentinmatrix wird eine diffusionsbehindernde Funktion in der weiteren Säurepenetration und Herauslösung von Mineralien zugeschrieben (Hara et al., 2005; Ganss et al., 2010). In der Anwesenheit hoher Fluoridgehalte scheint die Pufferkapazität der organischen Deckschicht ausreichend, um den fortschreitenden Erosionsprozess einzuschränken oder sogar zu unterbinden.

Bei Verwendung von OptiBond™ FL und Futurabond® M konnten im Zitronensäure-Erosionszyklus trotz signifikanter Haftkraftverbesserung unter Fluoridapplikation keine mit unbehandeltem Dentin vergleichbaren Werte ermittelt werden. Nicht zur Kontrollgruppe abweichende Messergebnisse wurden hingegen unter Verwendung von Futurabond® DC bestimmt. Eine signifikante Abweichung zu den Ergebnissen des Etch-and-Rinse-Systems bestand dabei nicht. Demnach erzielte das Zwei-Komponentensystem der Self-Etch-Technik ebenso gute Haftkräfte wie OptiBond™ FL als Etch-and-Rinse-Vertreter.

5.3 Schlussfolgerungen

Die begrenzten Kenntnisse bezüglich der Haftkräfte an erodiertem Dentin trotz zunehmender Bedeutung von Erosionen als behandlungsbedürftige zahnmedizinische Erkrankung veranlassten zur Durchführung dieser *In-vitro*-Studie.

Der Forderung, möglichst klinische Bedingungen in der Durchführung der Haftkraftbestimmungen zu schaffen, wurde durch den gewählten Versuchsaufbau nachgegangen. Neben einer tendenziellen Einschätzung der Relevanz der Ergebnisse für den klinischen Alltag wird damit auch die Grundlage für weiterführende *In-vivo*-Studien geschaffen. Sämtliche Zugversuche der vorliegenden Untersuchung ergaben eine Haftkraft, sodass auf dieser Basis klinische Studien folgen sollten.

Aus den vorliegenden Untersuchungen kann geschlussfolgert werden, dass erosive Substanzen die Mikro-Zugfestigkeit signifikant reduzieren. Während gewöhnliche Erosionen unabhängig von der Wahl des Adhäsivsystems um etwa 27% erniedrigte Haftwerte ergaben, lag die Abnahme der Haftkraft im Falle schwerer Erosionen bei Verwendung des selbstätzenden Ein-Komponenten-Systems Futurabond® M deutlich unter jener der anderen beiden Haftvermittler. Unter Einschränkung einer *In-vitro*-Studie sollten das verwendete Drei-Schritt-Adhäsiv der Etch-and-Rinse-Technik OptiBond™ FL sowie das selbstätzende Zwei-Komponenten-System Futurabond® DC demnach vor allem in der Therapieerprobung ausgeprägter Erosionsdefekte zum Einsatz kommen und hier dem All-in-One-Produkt vorgezogen werden. Beide genannten Haftvermittler können aufgrund der vorliegenden Ergebnisse für die klinische Erprobung empfohlen werden. Die Haftwerte zeigten dabei keine signifikanten Abweichungen untereinander, sodass der selbstätzende Effekt von Futurabond® DC *in vitro* als äußerst zufriedenstellend einzuschätzen ist.

Im Haftkraftvergleich von natürlichen und künstlich erzeugten nicht-kariösen zervikalen Läsionen ergaben sich in mehreren Studien um bis zu 20% niedrigere Werte an natürlich entstandenen Dentindefekten (Lopes et al., 2003). In der klinischen Situation können daher erosionsbedingt noch gravierendere Haftkraftreduktionen vermutet werden. Dies verdeutlicht umso mehr, welche Bedeutung der Wahl des geeigneten Adhäsivsystems in der Therapie zukommt.

Die Anwendung der Mundspüllösung elmex® Erosionsschutz verbesserte die Haftkraft im Zitronensäure-Erosionszyklus signifikant, unabhängig von dem gewählten Haftvermittler. Daher sollten derartige Fluoridpräparate vor allem in der klinischen Untersuchung von Hoch-Risiko-Patienten einen entscheidenden Stellenwert einnehmen, da sie die Progression der Erosion bekanntlich maßgeblich reduzieren. Der positive Effekt auf die Haftkraft deutete sich bereits im Erosionszyklus mit Sprite® Zero an, sodass die Fluoridanwendung auch bei geringeren Läsionsgraden als präventive Maßnahme in fortführenden klinischen Studien empfohlen werden kann.

Bezüglich der Fluoridapplikation scheint es ebenso notwendig und sinnvoll, weiterführende *In-vivo*-Studien durchzuführen. Die schützende Deckschicht kann durch im Speichel vorhandene Enzyme aufgelöst werden (Ganss et al., 2004, Magalhães et al., 2011). Dem gegenüber steht die Annahme, dass das *in vivo* gebildete Pellikel den Fluoridpräzipitaten Stabilität verleiht und klinisch demnach günstigere Verhältnisse vorliegen (Buzalaf et al., 2012). Daher bleibt der Haftkraft-verbessernde Effekt einer Fluoridanwendung auf erodierten Zähnen klinisch untersuchungsbedürftig. Neben der Haftkraftbestimmung sollten in fortführenden *In-vivo*-Studien Kriterien wie Verfärbung, Randspaltbildung oder Verlustrate untersucht werden, um die tatsächliche Adhäsivbeständigkeit zu verdeutlichen.

6 Zusammenfassung

Das steigende Gesundheits- und Ernährungsbewusstsein der heutigen Bevölkerung führt in der Zahnmedizin zu einer Zunahme nicht-kariöser zervikaler Läsionen, an deren Entstehung Erosionen maßgeblich beteiligt sind. Diese Tendenz impliziert die Forderung nach einer adäquaten Therapie vor allem fortgeschrittener Läsionen mit Freilegung der Dentinoberfläche. Die Entwicklungen in der Adhäsiv- und Kompositentechnik ermöglichen eine minimalinvasive Restauration behandlungsbedürftiger Erosionen, jedoch nicht ohne Probleme aufgrund der veränderten Dentinstruktur. Trotz zunehmender Bedeutung erosiver Defekte ist deren Beeinflussung der Dentinhaftung wenig erforscht. Zielstellung dieser *In-vitro*-Studie war es, den Einfluss von Erosionen auf die Mikro-Zugfestigkeit verschiedener Adhäsivsysteme sowie den Effekt einer Fluoridapplikation in dentinbegrenzten Kavitäten zu untersuchen. Als Dentinhaftvermittler kamen OptiBond™ FL (Kerr), Futurabond® DC (Voco) und Futurabond® M (Voco) zum Einsatz. Mit Sprite® Zero und Zitronensäure wurden zwei unterschiedliche Erosionszyklen stellvertretend für verschiedene Schweregrade von Erosionen durchgeführt.

Die Versuchsdurchführung erfolgte an 225 humanen Dentinproben nach Einhaltung eines standardisierten Präparationsprotokolls, das einen Durchmesser von 8 mm und einen Abstand von 1,2 mm zum Pulpencavum als einheitliche Probenmaße festlegte. 45 Dentinproben dienten als unbehandelte Kontrollgruppe. Unter Verwendung von Sprite® Zero wurden 90 Proben in einem festgelegten Zyklus der Säureeinwirkung von 4 x 10 min/Tag für 7 Tage erodiert. Weitere 90 Proben wurden der Behandlung mit 0,05 M Zitronensäure in einem Zyklus von 6 x 5 min/Tag über ein Intervall von 10 Tagen unterzogen. Jeweils die Hälfte der erodierten Proben wurde während dieser Zyklen mit elmex® Erosionsschutz nach der ersten und letzten Säureeinwirkung eines jeden Tages für 2 min behandelt. Nach Herstellerangaben erfolgte anschließend die Verarbeitung der Adhäsivsysteme an jeweils 15 der unbehandelten, mit Sprite® Zero und Zitronensäure erodierten sowie zusätzlich durch elmex® Erosionsschutz remineralisierten Proben. Die Haftkräfte wurden im axialen Mikro-Zugversuch mit einer Universalprüfmaschine vom Typ Z005 unter kontinuierlicher Dentinperfusion 15 min nach Polymerisation des Komposits ermittelt.

In allen Versuchsgruppen konnte eine Dentinhaftung nachgewiesen werden. Die höchste mittlere Mikro-Zugfestigkeit von $25,46 \pm 5,02$ MPa wurde für den Verbund von OptiBond™ FL auf unbehandeltem Dentin bestimmt.

Aus den vorliegenden Untersuchungen kann schlussfolgernd festgehalten werden, dass Erosionen die Mikro-Zugfestigkeiten der verwendeten Adhäsivsysteme signifikant reduzieren. Dabei lassen sich im Falle gewöhnlicher Erosionen keine Unterschiede zwischen Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Systemen erkennen. Schwere Erosionen ergaben hingegen signifikant niedrigere Haftkräfte des selbstätzenden Ein-Komponenten-Systems Futurabond® M verglichen

mit den Haftvermittlern OptiBond™ FL und Futurabond® DC. In fortführenden klinischen Studien sollten daher bei der Wahl des Adhäsivsystems Mehrkomponenten- und Mehrschritt-Systeme den All-in-One-Produkten vorgezogen werden.

Zudem verbesserte die Anwendung der Mundspüllösung elmex® Erosionsschutz die Haftkraft im Zitronensäureerosionszyklus signifikant, unabhängig von der Wahl des Haftvermittlers. In der klinischen Therapieerprobung sollten derartige Fluoridpräparate folglich vor allem Hoch-Risiko-Patienten empfohlen werden, jedoch auch bei geringeren Läsionsgraden als präventive Maßnahme zum Einsatz kommen. Klinische Untersuchungen sollten folgen, um die Relevanz der *In-vitro*-Ergebnisse für den Praxisalltag zu verdeutlichen.

Ursächlich für die verminderten Haftkräfte durch Erosionen scheinen mikrostrukturelle Dentinunterschiede zu sein. Diese beinhalten den Mineralsalz-bedingten Verschluss der Dentintubuli, die mikrobielle Formierung auf der Läsionsoberfläche sowie die Bildung einer hypermineralisierten Deckschicht. Letzterer wird auch der protektive Effekt einer lokalen Fluoridapplikation zugeschrieben, da sie als Diffusionsbarriere auch Säuren eine weitere Demineralisation erschwert.

7 Literaturverzeichnis

Alex G (2012) Is total-etch dead? Evidence suggests otherwise. *Compend Contin Educ Dent* 33:12-27.

Attin T, Deifuss H, Hellwig E (1999) Influence of acidified fluoride gel on abrasion resistance of eroded enamel. *Caries Res* 33:135–139.

Attin T, Buchalla W, Gollner M, Hellwig E (2000) Use of variable remineralization periods to improve the abrasion resistance of previously eroded enamel. *Caries Res* 34:48–52.

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

Arnadottir IB, Holbrook WP, Eggertsson H, Gudmundsdottir H, Jonsson SH, Gudlaugsson JO, Saemundsson SR, Eliasson ST, Agustsdottir H (2010) Prevalence of dental erosion in children: a national survey. *Community Dent Oral Epidemiol* 38:521-526.

Arana-Chavez VE, Massa LF (2004) Odontoblasts: the cells forming and maintaining dentine. *Int J Biochem Cell Biol* 36:1367-1373.

Barbour ME, Lussi A, Shellis RP (2011) Screening and prediction of erosive potential. *Caries Res* 45:24-32.

Bartlett D (2006) Intrinsic causes of erosion. *Monogr Oral Sci* 20:119-139.

Baume, LJ (1980) The biology of pulp and dentine. *Monogr Oral Sci* 8:1-220.

Blunck U, Pohl M, Dieker A (1990) Time of extraction and cavity position in in-vitro tests of dentin adhesives. *Dtsch Zahnärztl Z* 45:639-642.

Blunck U (2012) Selbststützende Adhäsivsysteme - Übersicht und Hinweise zur Anwendung. *Stomatologie* 109:27-33.

Brännström M, Noredenvall KJ (1977) The effect of acid etching on enamel, dentin and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscopic investigation. *J Dent Res* 56:917-923.

Brännström M (1984) Smear layer: Pathological and treatment considerations. *Oper Dent* 3:35-42.

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

Buzalaf MAR, Hannas AR, Kato MT (2012) Saliva and dental erosion. *J Appl Oral Sci* 20:493-502.

Camargo MA, Roda MI, Marques MM, de Cara AA (2008) Micro-tensile bond strength to bovine sclerotic dentine: Influence of surface treatment. *J Dent* 36:922-927.

Cardoso MV, Moretto SG, de Carvalho RC, Russo EM (2008a) Influence of intrapulpal pressure simulation on the bond strength of adhesive systems to dentin. *Braz Oral Res* 22:170-175.

Cardoso MV, Coutinho E, Ermis RB, Poitevin A, Van Landuyt K, De Munck J, Carvalho RC, Van Meerbeek B (2008b) Influence of dentin cavity surface finishing on micro-tensile bond strength of adhesives. *Dent Mater* 24:492-501.

Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Van Meerbeek B (2011) Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J* 56:31-44.

de Carvalho Sales-Peres SH, Magalhães AC, de Andrade Moreira Machado MA, Buzalaf MA (2007) Evaluation of the erosive potential of soft drinks. *Eur J Dent* 1:10-13.

ten Cate JM, Featherstone JD (1991) Mechanistic aspects of the interactions between fluoride and dental enamel. *Crit Rev Oral Biol Med* 2:283-296.

ten Cate JM, Imfeld T (1996) Dental erosion, summary. *Eur J Oral Sci* 104:241-244.

Cheng R, Yang H, Shao MY, Zhou XD (2009) Dental erosion and severe tooth decay related to soft drinks: a case report and literature review. *J Zhejiang Univ Sci B* 10:395-399.

Chikte UM, Naidoo S, Kolze TJ, Grobler SR (2005) Patterns of tooth surface loss among winemakers. *SADJ* 60(9):370-374.

Cohen YA: Human adaption: the biosocial background. 2. Aufl., Aldine Pub, New Brunswick, 2011, p. 359.

Daly B, Newton JT, Fares J, Chiu K, Ahmed N, Shirodaria S, Bartlett D (2011) Dental tooth surface loss and quality of life in university students. *Primary Dent Care* 18:31-35.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B (2005) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 84:118-132.

Duke ES, Lindemuth J (1991) Variability of clinical dentin substrates. *Am J Dent* 4:241-246.

Eastoe J (1968) Chemical aspects of the matrix concept in calcified tissue organization. *Calcif Tissue Res* 2:1-19.

Ehlen LA, Marshall TA, Qian F, Wiefel JS, Warren JJ (2008) Acidic beverages increase the risk of in vitro tooth erosion. *Nutr Res* 28:299-303.

Erickson RL, Glasspoole EA (1994) Bonding to tooth structure: a comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. *J Esthet Dent* 6:227-244.

Escribano NI, Del-Nero MO, de la Macorra JC (2003) Inverse relationship between tensile bond strength and dimensions of bonded area. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 66:419-424.

- Featherstone JD, Lussi A (2006) Understanding the chemistry of dental erosion. *Monogr Oral Sci* 20:66-76.
- Finger WJ (1988) Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 1:184-188.
- Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A (2014) Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dent Mater* 30:1104-1112.
- Frankenberger R: Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. 3MEspe. Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 1. Aufl. 3MEspe AG, Seefeld, 2011, S.12-27.
- Frankenberger R, Tay FR (2005) Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 21:397-412.
- Fusayama T, Katayori T, Nomoto S (1963) Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. *J Dent Res* 42:1183-1197.
- Ganss C, Klimek J, Schäffer U, Spall T (2001) Effectiveness of two fluoridation measures on erosion progression in human enamel and dentine in vitro. *Caries Res* 35:325-330.
- Ganss C, Klimek J, Brune V, Schürmann A (2004) Effects of two fluoridation measures on erosion progression in human enamel and dentine in situ. *Caries Res* 38:561-566.
- Ganss C, Schlueter N, Klimek J (2007) Retention of a KOH-soluble fluoride on enamel and dentine under erosive conditions - a comparison of in vitro and in situ results. *Arch Oral Biol* 52:9-14.
- Ganss C, Neutard L, von Hinckeldey J, Klimek J, Schlueter N (2010) Efficacy of a tin/fluoride rinse: a randomized in situ trial on erosion. *J Dent Res* 89:1214-1218.
- Garberoglio R, Brännström M (1976) Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 21:355-362.
- Garcia EJ, Gomes OM, Gomes JC (2009) In vitro analysis of bond strength of self-etching adhesives applied on superficial and deep dentin. *Acta Odontol Latinoam* 22:57-62.
- Gernhardt CR, Bekes K, Fechner K, Schaller HG (2006) The influence of human plasma used for in vitro dentin perfusion on microtensile bond strength of 5 self-conditioning dentin adhesives. *Quintessence Int* 37:429-435.
- Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M (2004) Influence of substrate, shape and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater* 20:643-654.
- Grace EG, Sarkani E, Kaplan S (2004) Tooth erosion caused by chewing aspirin. *J Am Dent Assoc* 135:911-914.
- Griffith AA (1921) The phenomena of rupture and flow in solids. *Phil Trans R Soc Lond* 221:163-198.

- Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U (1993) Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9:191-197.
- Haller B, Blunck U (2003) Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 93:48-58.
- Hannig M, Bock H, Bott B, Hoth-Hannig W (2002) Inter-crystallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel imaged by transmission electron microscopy. *Eur J Oral Sci* 110:464-470.
- Hara AT, Ando M, Cury JA, Serra MC, González-Cabezas C, Zero DT (2005) Influence of the organic matrix on root dentine erosion by citric acid. *Caries Res* 39:134-138.
- Hara AT, Karlinsey RL, Zero DT (2008) Dentine remineralization by simulated saliva formulation with different Ca and Pi contents. *Caries Res* 42:51-56.
- Hasselkvist A, Johansson A, Johansson AK (2010) Dental erosion and soft drink consumption in Swedish children and adolescents and the development of a simplified erosion partial recording system. *Swed Dent J* 34:187-195.
- Hegde J (2011) Sclerotic dentin: Clinical implications in restorative dentistry. *e-J Dent* 1:5-6.
- Heintze SD, Ruffieux C, Rousson V (2010) Clinical performance of cervical restorations - a meta-analysis. *Dent Mater* 26:993-1000.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Aufl. Urban & Fischer, München, 2006, S.9-10.
- Hellwig E, Lussi A (2014) Oral hygiene products, medications and drugs - hidden aetiological factors for dental erosion. *Monogr Oral Sci* 25:155-162.
- Huysmans MC, Jager DH, Ruben JL, Unk DE, Klijn CP, Vieria AM (2011) Reduction of erosive wear in situ by stannous fluoride-containing toothpaste. *Caries Res* 45:518-523.
- Inoue S, Pereira PN, Kawamoto C, Nakajima M, Tagami J, Carvalho RM, Pashley DH, Sano H (2003) Effect of depth and tubule direction on ultimate tensile strength of human coronal dentin. *Dent Mater J* 22:39-47.
- Jaeggi T, Grüniger A, Lussi A (2006) Restorative therapy of erosion. *Monogr Oral Sci* 20:200-214.
- Jaeggi T, Lussi A (2014) Prevalence, incidence and distribution of erosion. *Monogr Oral Sci* 25:55-73.
- Jensdottir T, Bardow A, Holbrook P (2005) Properties and modification of soft drinks in relation to their erosive potential in vitro. *J Dent* 33:569-575.
- Johansson AK, Omar R, Carlsson GE, Johansson A (2012) Dental erosion and its growing importance in clinical practice: From past to present. *Int J Dent* 2012:1-17.
- Kanca J 3rd (1992) Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc* 123:35-43.

- Kaye H, Herold RC (1996) Structure of human dentine. I. Phase contrast, polarization, interference and bright field microscopic observations on the lateral branch system. *Arch Oral Biol* 11:355-368.
- Kuchta E, Szymánska J (2014) Dental erosion. *Pol J Public Health* 124:93-95.
- Krithikadatta J (2010) Clinical effectiveness of contemporary dentin bonding agents. *J Conserv Dent* 13:173-183.
- Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH (2002) Microtensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater* 18:359-369.
- Lopes GC, Vieira LC, Monteiro S Jr, Caldeira de Andrada MA, Baratieri CM (2003) Dentin bonding: effect of degree of mineralization and acid etching time. *Oper Dent* 28:429-439.
- Lula EC, Leite TH, Alves CM, Santana I, Almeida AM, Costa JF (2014) Parameters that influence microtensile bond testing of adhesive systems. *RGO* 62:65-70.
- Lussi A, Jaeggi T, Schaffner M (2004) Prevention and minimally invasive treatment of erosions. *Oral Health Prev Dent* 2:321-325.
- Lussi A: Dental erosion: from diagnosis to therapy. Karger, Monographs in Oral Science Vol. 20, Bern, 2006, pp. 1-214.
- Lussi A, Jaeggi T (2008) Erosion – diagnosis and risk factors. *Clin Oral Invest* 12:S5-S13.
- Lussi A (2009) Dental erosion – novel remineralizing agents in prevention or repair. *Adv Dent Res* 21:13-16.
- Lussi A, Schlueter N, Rakhmatullina E, Ganss C (2011) Dental erosion – an overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. *Caries Res* 45:2-12.
- Magalhães AC, Wiegand A, Rios D, Buzalaf MA, Lussi A (2011) Fluoride in dental erosion. *Monogr Oral Sci* 22:158-170.
- Magne P, Mahallati R, Bazos P, So WS (2008) Direct bonding technique sensitivity when using air/suction drying steps. *J Esthet Restor Dent* 20:130-138.
- Manso AP, Marquezini L Jr, Silva SM, Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM (2008) Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives. *Dent Mater* 24:476-482.
- Mantonanaki M, Koletsi-Kounari H, Mamai-Homata E, Papaioannou W (2013) Dental erosion prevalence and associated risk indicators among preschool children in Athens, Greece. *Clin Oral Invest* 17:585-593.
- Marinho VC, Higgins JP, Logan S, Sheiham A (2003) Topical fluoride (toothpaste, mouthrinses, gels or varnishes) for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev* 4:1-179.
- Marshall GW Jr (1985) Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int* 24:606-617.

Marshall GW Jr, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M (1997) The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 25:441-458.

Marsicano JA, de Moura-Grec PG, Bonato RC, Sales-Peres Mde C, Sales-Peres A, Sales-Peres SH (2013) Gastroesophageal reflux, dental erosion, and halitosis in epidemiological surveys: a systematic review. *Eur J Gastroenterol Hepatol* 25(2):135-141.

Mazzoni A, Pashley DH, Ruggeri A Jr, Vita F, Falconi M, Di Lenarda R, Breschi L (2008) Adhesion to chondroitinase ABC treated dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 86:228-236.

Mobarak EH, El-Deeb HA, Yousry MM (2013) Influence of different intrapulpal pressure simulation liquids on the microtensile bond strength of adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent* 15:519-526.

Moll K, Park HJ, Haller B (2005) Effect of simulated pulpal pressure on dentin bond strength of self-etching bonding systems. *Am J Dent* 18:335-339.

Moritz A, Lindenberger R, Marvastian L, Wernisch J (2009) Der adhäsive Verbund. *Prodental* 1:4-9.

Mulic A, Tveit AB, Hove LH, Skaare AB (2011) Dental erosion wear among Norwegian wine tasters. *Acta Odontol Scand* 69:21-26.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E (1982) The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 16:265-273.

Nakajima M, Kunawarote S, Prasansuttiporn T, Tagami J (2011) Bonding to caries-affected dentin. *Jpn Dent Sci Rev* 47:102-114.

Nikaido T, Burrow MF, Tagami J, Takatsu T (1995) Effect of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. *Quintessence Int* 26:221-226.

Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R (2004) Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 20:579-585.

Oesterreich D (2010) RDA-Wert in Zahnpasten. Stellungnahme des Vizepräsidenten der Bundeszahnärztekammer.

O'Sullivan E, Curzon ME (2000) A comparison of acidic dietary factors in children with and without dental erosion. *ASDC J Dent Child* 67:186-192.

O'Sullivan E, Milosevic A (2008) UK National clinical guidelines in paediatric dentistry: diagnosis, prevention and management of dental erosion. *Int J Paediatr Dent* 18:29-38.

Pashley DH, Michelich V, Kehl T (1981) Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent* 46:531-537.

Pashley DH (1991) Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 66:777-781.

- Pashley DH, Horner JA; Brewer PD (1992) Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent* 5:137-150.
- Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM (1995) Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mat* 11:117-125.
- Pashley DH, Tay FR, Imazato S (2011a) How to increase the durability of resin-dentin bonds. *Compend Contin Educ Dent* 32:60-66.
- Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A (2011b) State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 27: 1-16.
- Perdigão J (2010) Dentin bonding – Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 26:e24-e37.
- Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005) Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 21:864-881.
- Peutzfeldt A, Jaeggi T, Lussi A (2014) Restorative therapy of erosive lesions. *Monogr Oral Sci* 25:253-261.
- Poggio C, Lombardini M, Vigorelli P, Ceci M (2013) Analysis of dentin/enamel remineralization by a CPP-ACP-paste: AFM and SEM study. *Scanning* 35:366-374.
- Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2008) Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 10:7-16.
- Pol SD, Chute M, Gunjkar T, Jonnala J, Pol DG (2011) Effects of in vitro acids and dietary acids on dentine hypersensitivity. *J Indian Dent Ass* 5:1168-1170.
- Pupo Y, Michél M, Gomes OM, Lepienski CM, Gomes JC (2012) Effect of the regional variability of dentinal substrate and modes of application of adhesive systems on the mechanical properties of the adhesive layer. *J Conserv Dent* 15:132-136.
- Rahiotis C, Vougiouklakis G (2007) Effect of CPP-ACP agent on demineralization and remineralization of dentine in vitro. *J Dent* 35:695-698.
- Ranjitkar S, Rodriguez JM, Kaidonis JA, Richards LC, Townsend GC, Bartlett DW (2009) The effect of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate on erosive enamel and dentine wear by toothbrush abrasion. *J Dent* 37:250-254.
- Ren YF (2013) Dental erosion: Etiology, diagnosis and prevention. *RDH* 33:87-94.
- Sadek FT, Goracci C, Cardoso PE, Tay FR, Ferrari M (2005) Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *J Adhes Dent* 7:297-302.
- Sancakli HS, Yildiz E, Bayrak I, Ozel S (2014) Effect of different adhesive strategies on the post-operative sensitivity of class I composite restorations. *Eur J Dent* 8:15-22.

- Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 10:236-240.
- Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA; Matthews WG, Pashley DH (1995) Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 20:18-25.
- Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ (2008) Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz Oral Res* 22:352-357.
- Sattabanasuk V, Vachiramon V, Qian F, Armstrong SR (2007) Resin-dentin bond strength as related to different surface preparation methods. *J Dent* 35:467-475.
- Scaramucci T, Sobral MA, Eckert GJ, Zero DT, Hara AT (2012) In situ evaluation of the erosive potential of orange juice modified by food additives. *Caries Res* 46:55-61.
- Schaller HG, Stummbaum P, Götze W (1991) Der Einfluß der Dentinkonditionierung auf die Dentinpermeabilität. *Deutsche Stomatol* 41:369-371.
- Schaller HG, Kielbassa AM, Daiber B (1994) Die Zughaftung verschiedener Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit von der Dentinpermeabilität. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:830-833.
- Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV (2010) Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 26:e78-e93.
- Scheutzel P (1996) Etiology of dental erosion—intrinsic factors. *Eur J Oral Sci* 104:178-190.
- Schlueter N, Klimek J, Ganss C (2009a) Efficacy of an experimental tin-F-containing solution in erosive tissue loss in enamel and dentine in situ. *Caries Res* 43:415-421.
- Schlueter N, Klimek J, Ganss C (2009b) In vitro efficacy of experimental tin- and fluoride-containing mouth rinses as anti-erosive agents in enamel. *J Dent* 37:944-948.
- Schlueter N, Jaeggi T, Lussi A (2012) Is dental erosion really a problem? *Adv Dent Res* 24: 68-71.
- Schmidt N, Ganss C, Klimek J (2003) Ätiologie, Epidemiologie und Therapie von Erosionen. *Oralprophylaxe* 25:101-109.
- Schroeder HE: *Orale Strukturbiologie*. 5. Aufl. Georg Thieme Verlag, 2000, Stuttgart, S.85-123.
- Secilmis A, Dilber E, Gokmen F, Ozturk N, Telatar T (2011) Effects of storage solutions on mineral contents of dentin. *J Dent Sci* 6:189-194.
- Senawongse P, Srihanon A, Muangmingsuk A, Harnirattisai C (2010) Effect of dentine smear layer on the performance of self-etching adhesive systems: a micro-tensile bond strength study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 94:212-221.
- Shellis RP, Addy M (2014) Interaction between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *Monogr Oral Sci* 25:32-45.

- Shinoda Y, Nakajima M, Hosaka K, Otsuki M, Foxton RM (2011) Effect of smear-layer characteristics on dentin bonding durability of HEMA-free and HEMA-containing one-step self-etch adhesives. *Dent Mater J* 30:501-510.
- Silva e Souza MH Jr, Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Góes MF (2010) Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci* 18: 207-214.
- Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P (2014) Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent* 17:305-311.
- Smith BG (1989) Toothwear: aetiology and diagnosis. *Dent Update* 16:204-213.
- Smith AJ, Shaw L (2003) Mild dehydration: a risk factor for dental disease? *Eur J Clin Nutr* 57:75-80.
- Soares LES, Campos ADF, Martin AA (2012) Human and bovine dentin composition and its hybridization mechanism assessed by FT-Raman spectroscopy. *J Spectr* 2013:1-7.
- Srinivasan N, Kavitha M, Loganathan SC (2010) Comparison of the remineralization potential of CPP-ACP with 900 ppm fluoride on eroded human enamel: An in situ study. *Arch Oral Biol* 55:541-544.
- Suyama Y, Takaku S, Okawa Y, Matsukubo T (2010) Dental erosion and sulfuric ion exposure levels in individuals working with sulfuric acid in lead storage battery manufacturing plant measured with mouth-rinse index. *Bull Tokyo Dent Coll* 51:193-199.
- Tagami J, Tao L, Pashley DH, Hosoda H, Sano H (1991) Effects of high-speed cutting on dentin permeability and bonding. *Dent Mater* 7:234-239.
- Taira Y, Imai Y (2014) Review of methyl methacrylate (MMA)/tributylborane (TBB)-initiated resin adhesive to dentin. *Dent Mater J* 33:291-304.
- Tahmassebi JF, Duggai MS, Malik-Kotru G, Curzon ME (2006) Soft drinks and dental health: A review of the literature. *J Dent* 34:2-11.
- Takuma S, Eda S (1966) Structure and development of the peritubular matrix in dentin. *J Dent Res* 45:683-692.
- Tantbirojn D, Cheng YS, Versluis A, Hodges JS, Douglas WH (2000) Nominal shear or fracture mechanics in the assessment of composite-dentin adhesion? *J Dent Res* 79:41-48.
- Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, Pashley DH (2000) Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 2:9-28.
- Tay FR, Pashley DH (2004) Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent* 32:173-196.
- Tsai YL, Nakajima M, Wang CY, Foxton RM, Lin CP, Tagami J (2011) Influence of etching ability of one-step self-etch adhesives on bonding to sound and non-carious cervical sclerotic dentin. *Dent Mater J* 30:941-947.

- Tuominen ML, Tuominen RJ, Fubusa F, Mgalula N (1991) Tooth surface loss and exposure to organic and inorganic acid fumes in workplace air. *Community Dent Oral Epidemiol* 19:217-220.
- Uhlen MM, Tveit AB, Stenhagen KR, Mulic A (2014) Self-induced vomiting and dental erosion - a clinical study. *BMC Oral Health* 14:92.
- 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* 28:3735-3785.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inou S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28:215-235.
- Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL (2011) State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 27:17-28.
- Wake WC: Adhesion and the formulation of adhesives. 2. Aufl. Applied Science Plus, 1982, London, p.3.
- Wang GR, Zhang H, Wang ZG, Jiang GS, Guo CH (2010) Relationship between dental erosion and respiratory symptoms in patients with gastro-oesophageal reflux disease. *J Dent* 38:892-898.
- Weber DF (1974) Human dentine sclerosis: a microradiographic survey. *Arch Oral Biol* 19:163-169.
- Wegehaupt F, Gries D, Wiegand A, Attin T (2008) Is bovine dentine an appropriate substitute for human dentine in erosion/abrasion tests? *J Oral Rehabil* 35:390-394.
- West NX (2006) Dentin hypersensitivity. *Monogr Oral Sci* 20:173-189.
- Wiegand A, Müller J, Werner C, Attin T (2006) Prevalence of erosive tooth wear and associated risk factors in 2-7-year-old German kindergarten children. *Oral Dis* 12:117-124.
- Wiegand A, Attin T (2010) Efficacy of fluorides to prevent dental erosion. *Oralprophylaxe & Kinderzahnheilkunde* 32:28-32.
- Wiegand A, Burkhard JP, Eggmann F, Attin T (2013) Brushing force of manual and sonic toothbrushes affects dental hard tissue abrasion. *Clin Oral Investig* 17:815-822.
- Yamamoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S, Takigawa T, Kuroda T, Miyazaki M (2006) Influence of light intensity on dentin bond strength of self-etch systems. *J Oral Sci* 48:21-26.
- Yiu CK, Hirashi N, King NM, Tay FR (2008) Effect of dentinal surface preparation on bond strength of self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 10:173-182.
- Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH (1996) Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 75:1404-1413.

Yoshikawa T, Wattanawongpitak N, Cho E, Tagami J (2012) Effect of remaining dentin thickness on bond strength of various adhesive systems of dentin. *Dent Mater J* 31:1033-1038.

Young A, Tenuta LM (2011) Initial erosion models. *Caries Res* 45:33-42.

Zimmerli B, De Munck J, Lussi A, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2012) Long-term bonding to eroded dentin requires superficial bur preparation. *Clin Oral Invest* 16:1451-1561.

Zini A, Krivoroutski Y, Vered Y (2014) Primary prevention of dental erosion by calcium and fluoride: a systematic review. *Int J Dent Hyg* 12:17-24.

8 Thesen

1. Die Adhäsiv-vermittelte Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Kunststoff gilt als entscheidender Faktor der Langzeitüberlebensrate von Kompositrestaurationen. Zu deren Beurteilung haben sich Mikro-Zugfestigkeitstests als wissenschaftliche Untersuchungsmethode bewährt.
2. Erosionen stellen im Zuge des veränderten Gesundheits- und Ernährungsbewusstseins ein zunehmendes Problem in der Zahnmedizin dar. In der Prophylaxe erosiver Defekte gilt die lokale Fluoridapplikation als wirksamer Ansatz. In der Therapie ausgedehnter Erosionen werden zahnhartsubstanzschonend Komposite verwendet.
3. Zielstellung dieser *In-vitro*-Studie war es, den Einfluss von Erosionen auf die Mikro-Zugfestigkeit verschiedener Adhäsivsysteme in dentinbegrenzten Kavitäten sowie den Effekt einer Fluoridapplikation zu untersuchen.
4. Zur Simulation weitgehend klinischer Bedingungen erfolgte die Versuchsdurchführung unter permanenter Dentinperfusion mittels physiologischer Kochsalzlösung mit 30 cm H₂O nach dem bewährten Prinzip von Schaller et al. (1991).
5. In den vorliegenden Untersuchungen wurden bei dem Verbund von OptiBond™ FL auf unbehandeltem Dentin die signifikant höchsten Haftwerte von 25,46±5,02 MPa ermittelt. Die Haftung von Futurabond® M auf mit Zitronensäure erodiertem Dentin ergab die signifikant niedrigsten Werte von 5,05±1,03 MPa ($p<0,05$; Tukey's Studentized Test).
6. Die Säureexposition gegenüber Sprite® Zero und Zitronensäure reduzierte die Haftkraft der verwendeten Dentinadhäsive signifikant ($p<0,05$; Tukey's Studentized Test). Signifikanzen ergaben sich im Vergleich der Erosionsmedien untereinander, sodass unterschiedliche Schweregrade von Erosionen simuliert werden konnten.
7. Im Sprite® Zero-Erosionszyklus zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Produkten ($p<0,05$; Tukey's Studentized Test).
8. Repräsentativ für schwere Erosionsformen ergaben sich unter Verwendung von Zitronensäure als Erosionsmittel signifikant niedrigere Haftkräfte des selbstätzenden All-in-One-Produktes verglichen mit den anderen Haftvermittlersystemen ($p<0,05$; Tukey's Studentized Test).
9. Die Behandlung mit elmex® Erosionsschutz verbesserte die Mikro-Zugfestigkeit im Zitronensäure-Erosionszyklus verglichen mit der Erosionsgruppe ohne elmex® Erosionsschutz bei allen drei Haftvermittlersystemen signifikant ($p<0,05$; Tukey's Studentized Test).
10. Unter den Limitationen einer *In-vitro*-Studie lässt sich schlussfolgernd festhalten, dass Erosionen die Haftkraft von Adhäsivsystemen an dentinbegrenzten Kavitäten mit progressivem Ausprägungsgrad zunehmend reduzieren. Lokale Fluoridapplikationen können die Haftung an erodiertem Dentin verbessern.

9 Tabellenanhang

KO: OptiBond™ FL – Kontrollgruppe

Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft von 25,46 MPa im Mittelwert bei einer Standardabweichung von 5,02 MPa. Das Minimum liegt bei 17,94 MPa, das Maximum bei 34,23 MPa.

Tab. 6: Messwerte KO

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	16,70	21,27
2	20,53	26,14
3	19,17	24,41
4	16,54	21,06
5	19,70	25,09
6	14,41	18,34
7	20,21	25,73
8	21,65	27,57
9	26,26	33,44
10	19,39	24,69
11	23,52	29,94
12	26,89	34,23
13	16,91	21,53
14	14,09	17,94
15	23,93	30,47

Tab. 7: Statistische Werte KO

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	25,46
Standardabweichung	5,02
Minimum	17,94
Maximum	34,23

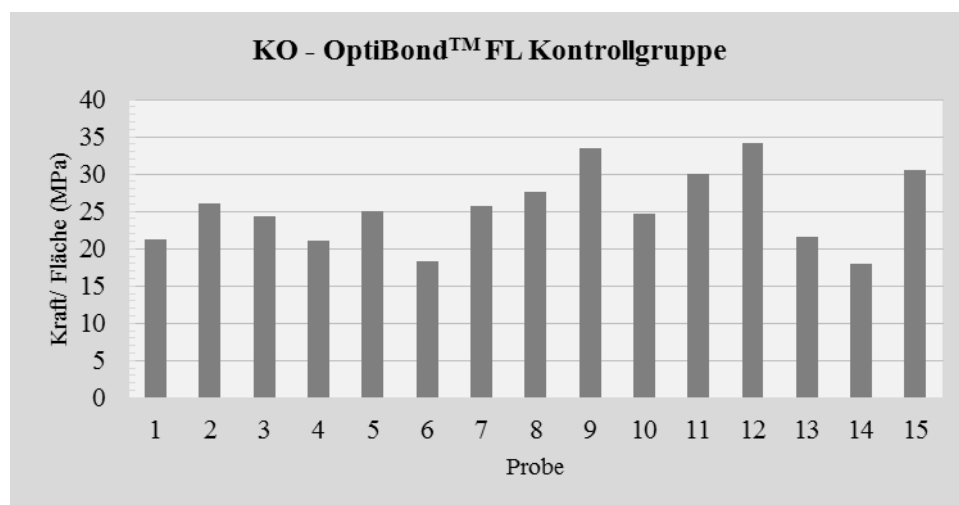


Abb. 12 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe KO

SO: OptiBond™ FL – Sprite® Zero

In dieser Versuchsgruppe liegen der Mittelwert der Haftkraft bei 18,59 MPa und die Standardabweichung bei 4,77 MPa. Das Minimum beträgt 10,92 MPa und das Maximum 26,93 MPa.

Tab. 8: Messwerte SO

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	8,57	10,92
2	12,53	15,96
3	15,40	19,60
4	12,93	16,46
5	10,03	12,77
6	9,28	11,82
7	18,83	23,27
8	12,56	15,99
9	18,83	23,97
10	16,50	21,01
11	18,93	24,10
12	15,29	19,47
13	13,43	17,09
14	15,34	19,53
15	21,15	26,93

Tab. 9: Statistische Werte SO

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	18,59
Standardabweichung	4,77
Minimum	10,92
Maximum	26,93

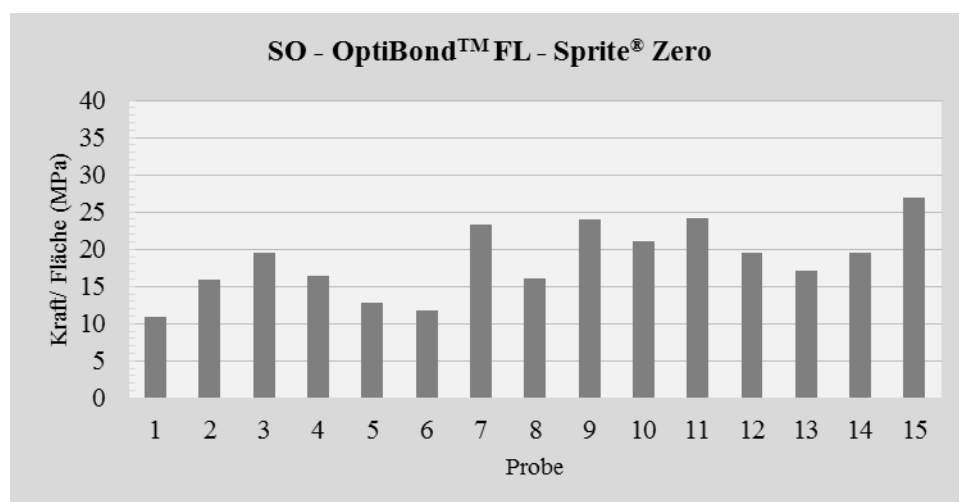


Abb. 13 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe SO

SEO: OptiBond™ FL – Sprite® Zero – elmex® Erosionsschutz

Diese Versuchgruppe ergibt eine Haftkraft von 22,94 MPa im Mittelwert bei einer Standardabweichung von 3,87 Mpa. Das Minimum liegt bei 17,02 MPa und das Maximum bei 29,55 MPa.

Tab. 10: Messwerte SEO

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	20,40	25,97
2	14,62	18,61
3	21,40	27,24
4	23,21	29,55
5	16,46	20,96
6	13,37	17,02
7	15,47	19,70
8	15,71	20,01
9	16,61	21,15
10	16,35	20,82
11	16,96	21,59
12	19,19	24,43
13	16,84	21,44
14	22,01	28,02
15	21,70	27,63

Tab. 11: Statistische Werte SEO

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	22,94
Standardabweichung	3,87
Minimum	17,02
Maximum	29,55

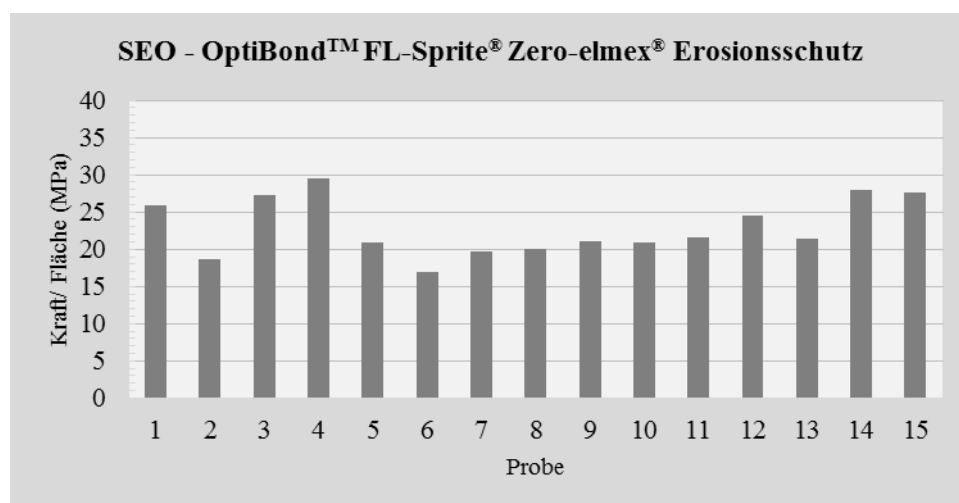


Abb. 14 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe SEO

ZO: OptiBond™ FL – Zitronensäure

In dieser Versuchsgruppe beträgt der Mittelwert der Haftkraft 11,02 MPa mit einer Standardabweichung von 2,62 MPa. Das Minimum liegt bei 6,36 MPa und das Maximum bei 15,27 MPa.

Tab. 12: Messwerte ZO

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	7,50	9,55
2	10,04	13,24
3	7,55	9,61
4	9,45	12,03
5	11,00	14,00
6	7,40	9,42
7	9,58	12,20
8	6,59	8,39
9	6,32	8,04
10	11,87	15,12
11	7,95	10,12
12	11,99	15,27
13	8,66	11,02
14	5,00	6,36
15	8,53	10,86

Tab. 13: Statistische Werte ZO

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	11,02
Standardabweichung	2,62
Minimum	6,36
Maximum	15,27

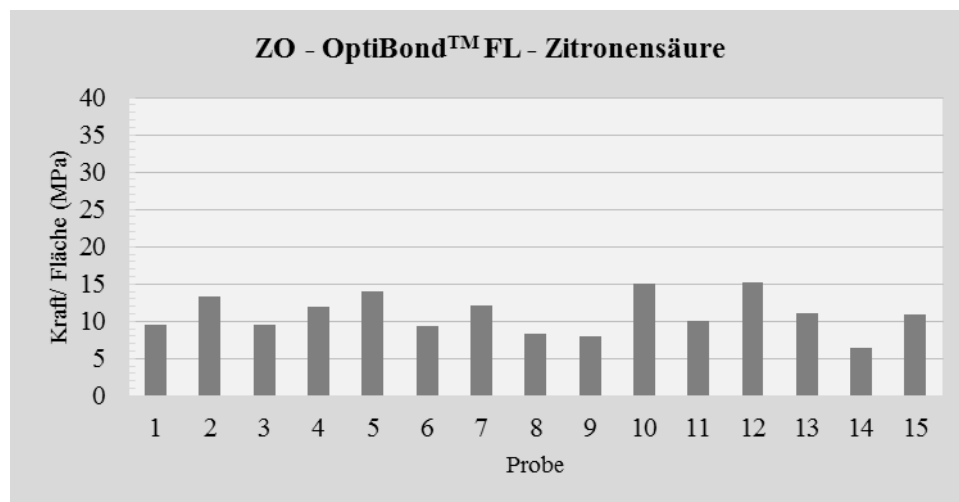


Abb. 15 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe ZO

ZEO: OptiBond™ FL – Zitronensäure – elmex® Erosionsschutz

In dieser Versuchsgruppe liegen der Mittelwert der Haftkraft bei 16,00 MPa und die Standardabweichung bei 3,55 MPa. Das Minimum beträgt 10,51 MPa und das Maximum 21,01 MPa.

Tab. 14: Messwerte ZEO

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	9,58	12,19
2	12,94	16,48
3	11,52	14,67
4	10,59	13,48
5	16,50	21,01
6	9,87	12,56
7	14,71	18,73
8	14,78	18,82
9	8,26	10,51
10	12,75	16,23
11	15,80	20,11
12	15,51	19,74
13	10,22	13,01
14	9,75	12,41
15	15,70	19,99

Tab. 15: Statistische Werte ZEO

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	16,00
Standardabweichung	3,53
Minimum	10,51
Maximum	21,01

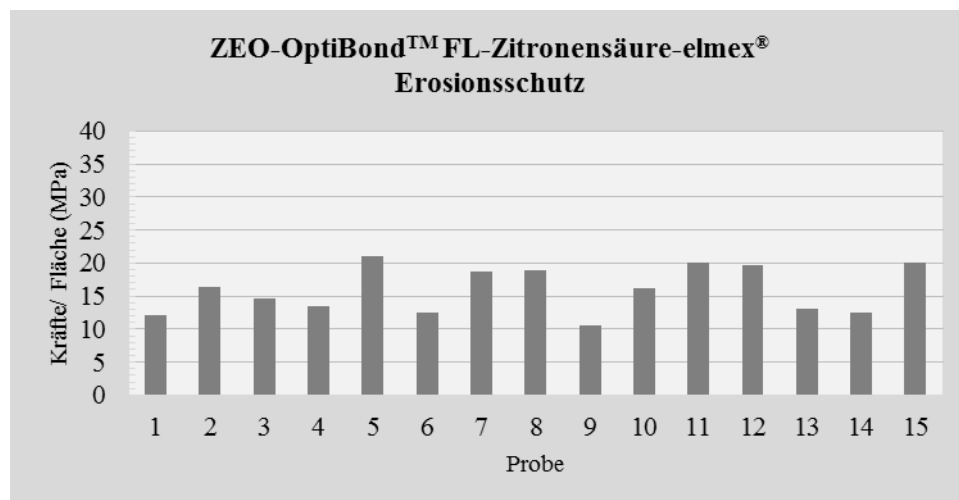


Abb. 16 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe ZEO

KD: Futurabond® DC – Kontrollgruppe

In dieser Versuchsgruppe beträgt der Mittelwert der Haftkraft 23,08 MPa mit einer Standardabweichung von 3,91 MPa. Das Minimum liegt bei 18,03 MPa und das Maximum bei 30,54 MPa.

Tab. 16: Messwerte KD

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	15,15	19,29
2	23,99	30,54
3	14,60	18,59
4	14,18	18,05
5	14,16	18,03
6	22,35	28,46
7	19,92	25,36
8	20,16	25,67
9	20,70	26,36
10	18,86	24,01
11	16,35	20,82
12	18,66	23,76
13	17,57	22,38
14	15,57	19,82
15	19,65	25,02

Tab. 17: Statistische Werte KD

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	23,08
Standardabweichung	3,91
Minimum	18,03
Maximum	30,54

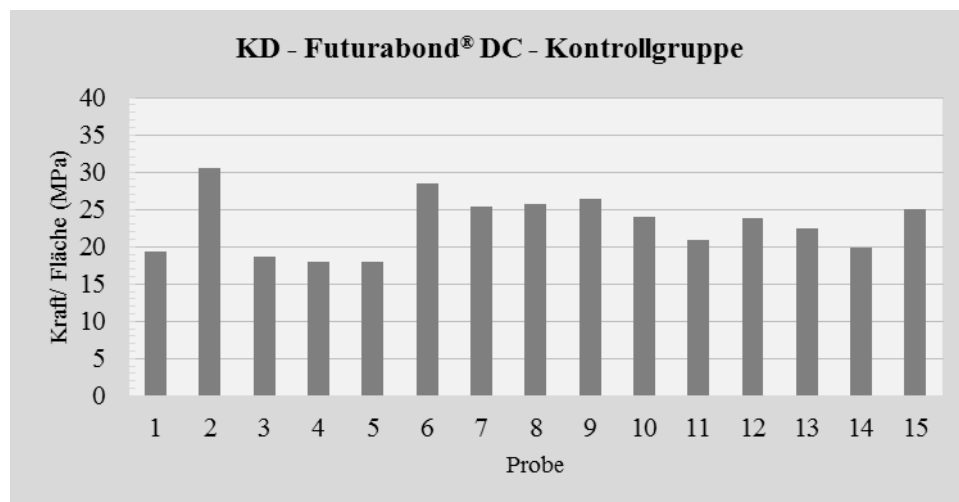


Abb. 17 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe KD

SD: Futurabond® DC – Sprite® Zero

Diese Versuchgruppe ergibt eine Haftkraft von 16,72 MPa im Mittelwert bei einer Standardabweichung von 3,92 MPa. Das Minimum liegt bei 10,21 MPa und das Maximum bei 23,22 MPa.

Tab. 18: Messwerte SD

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	15,16	19,30
2	15,29	19,47
3	9,74	12,40
4	10,93	13,92
5	13,06	16,62
6	12,16	15,48
7	16,91	21,53
8	16,05	20,43
9	14,45	18,40
10	8,02	10,21
11	8,09	10,30
12	11,53	14,68
13	12,87	16,38
14	14,52	18,49
15	18,23	23,22

Tab. 19: Statistische Werte SD

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	16,72
Standardabweichung	3,92
Minimum	10,21
Maximum	23,22

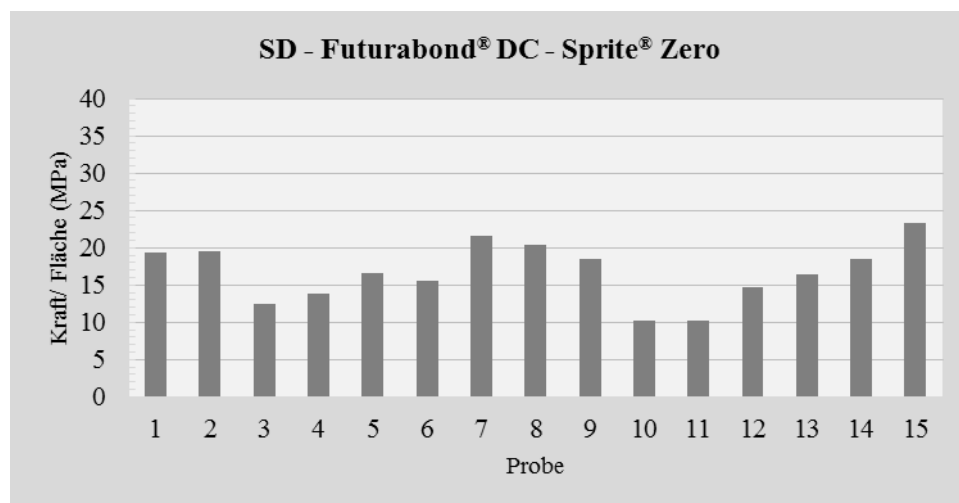


Abb. 18 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe SD

SED: Futurabond® DC – Sprite® Zero – elmex® Erosionsschutz

In dieser Versuchsgruppe liegen der Mittelwert der Haftkraft bei 19,58 MPa und die Standardabweichung bei 3,78 MPa. Das Minimum beträgt 14,30 MPa und das Maximum 25,74 MPa.

Tab. 20: Messwerte SED

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	13,97	17,78
2	11,34	14,44
3	20,21	25,74
4	11,23	14,30
5	14,88	18,95
6	16,41	20,89
7	19,89	25,32
8	14,81	18,85
9	12,41	15,81
10	17,47	22,25
11	13,24	16,85
12	12,53	15,96
13	16,06	20,44
14	17,28	22,01
15	18,94	24,11

Tab. 21: Statistische Werte SED

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	19,58
Standardabweichung	3,78
Minimum	14,30
Maximum	25,74

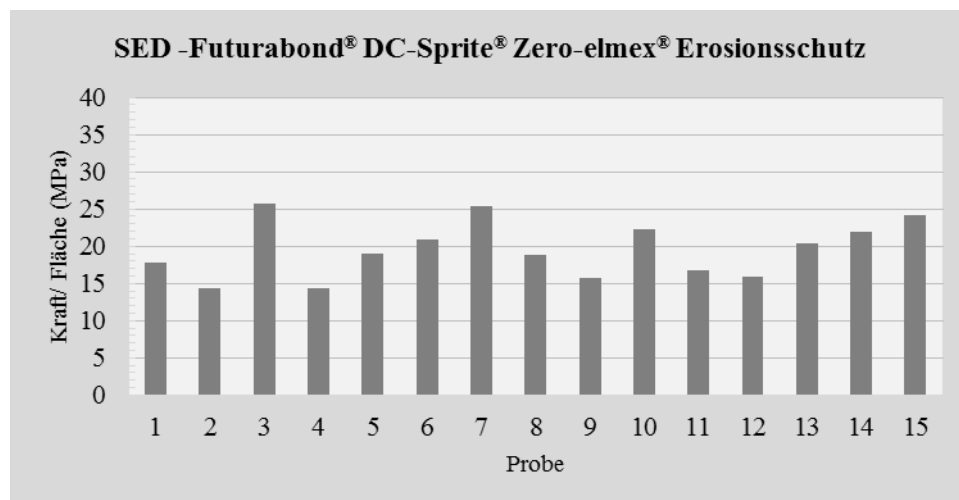


Abb. 19 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe SED

ZD: Futurabond® DC – Zitronensäure

Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft von 9,82 MPa im Mittelwert bei einer Standardabweichung von 1,72 MPa. Das Minimum liegt bei 7,08 MPa, das Maximum bei 13,07 MPa.

Tab. 22: Messwerte ZD

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	7,91	10,07
2	7,67	9,77
3	6,79	8,65
4	10,26	13,07
5	5,77	7,35
6	7,35	9,35
7	5,56	7,08
8	9,55	12,16
9	9,40	11,97
10	7,41	9,43
11	7,52	9,57
12	6,69	8,51
13	6,78	8,63
14	8,81	11,02
15	8,21	10,46

Tab. 23: Statistische Werte ZD

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	9,82
Standardabweichung	1,72
Minimum	7,08
Maximum	13,07

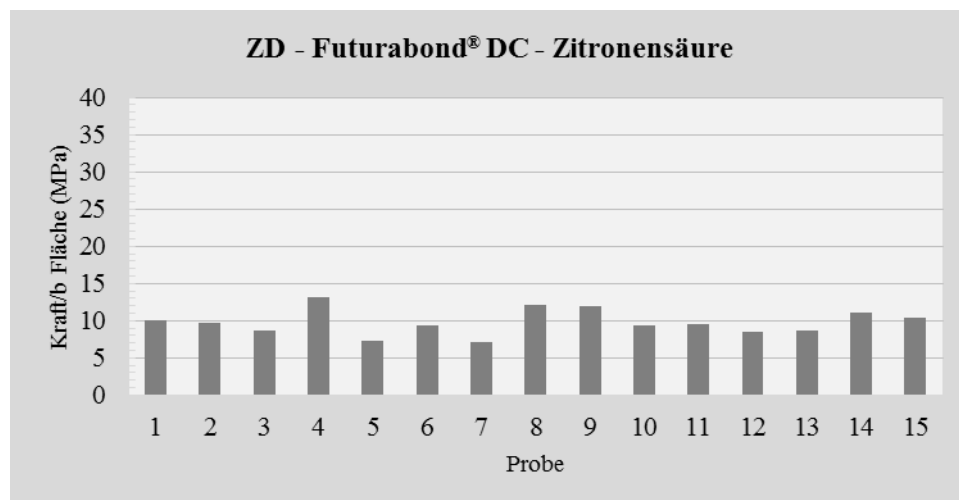


Abb. 20 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe ZD

ZED: Futurabond® DC – Zitronensäure – elmex® Erosionsschutz

In dieser Versuchsgruppe beträgt der Mittelwert der Haftkraft 18,47 MPa mit einer Standardabweichung von 2,35 MPa. Das Minimum liegt bei 14,74 MPa und das Maximum bei 22,67 MPa.

Tab. 24: Messwerte ZED

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	17,81	22,67
2	14,92	18,98
3	16,41	20,89
4	12,57	16,00
5	11,57	14,74
6	14,47	18,43
7	12,53	15,96
8	14,38	18,31
9	17,53	22,32
10	15,12	19,25
11	14,51	18,47
12	12,98	16,53
13	12,78	16,28
14	14,13	17,99
15	15,86	20,19

Tab. 25: Statistische Werte ZED

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	18,47
Standardabweichung	2,35
Minimum	14,74
Maximum	22,67

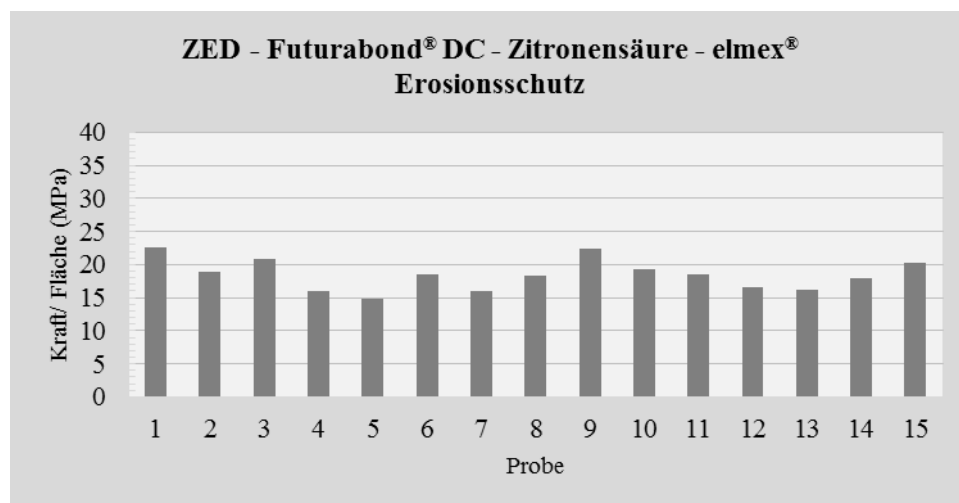


Abb. 21 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe ZED

KM: Futurabond® M – Kontrollgruppe

Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft von 20,91 MPa im Mittelwert bei einer Standardabweichung von 4,53 MPa. Das Minimum liegt bei 14,66 MPa, das Maximum bei 29,96 MPa.

Tab. 26: Messwerte KM

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	17,97	22,87
2	11,51	14,66
3	23,53	29,96
4	18,66	23,76
5	15,26	19,43
6	17,37	22,11
7	13,83	17,61
8	17,86	22,74
9	14,03	17,87
10	13,91	17,71
11	23,04	29,33
12	15,75	20,06
13	17,89	22,78
14	12,44	15,84
15	13,24	16,86

Tab. 27: Statistische Werte KM

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	20,91
Standardabweichung	4,53
Minimum	14,66
Maximum	29,96

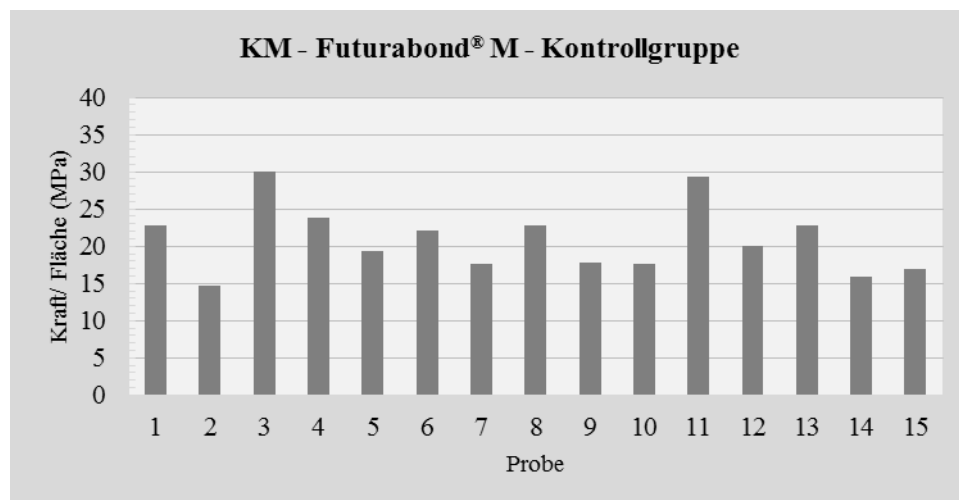


Abb. 22 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe KM

SM: Futurabond® M – Sprite® Zero

In dieser Versuchsgruppe liegen der Mittelwert der Haftkraft bei 15,20 MPa und die Standardabweichung bei 3,62 MPa. Das Minimum beträgt 9,09 MPa und das Maximum 21,77 MPa.

Tab. 28: Messwerte SM

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	10,50	13,37
2	12,43	15,83
3	14,28	18,18
4	9,64	12,28
5	12,32	15,68
6	17,10	21,77
7	14,64	18,64
8	7,41	9,44
9	7,14	9,09
10	13,87	17,66
11	11,98	15,26
12	12,87	16,38
13	8,28	10,54
14	12,64	16,10
15	13,97	17,79

Tab. 29: Statistische Werte SM

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	15,20
Standardabweichung	3,62
Minimum	9,09
Maximum	21,77

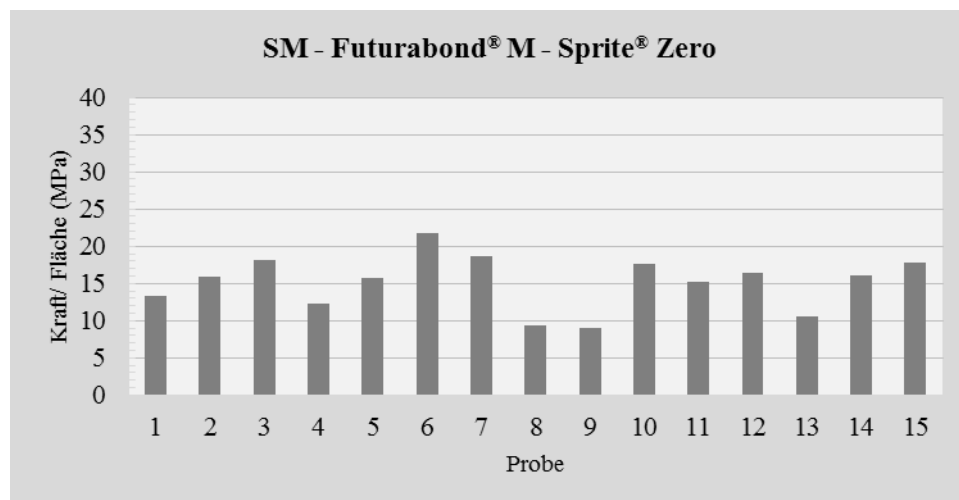


Abb. 23 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe SM

SEM: Futurabond® M – Sprite® Zero – elmex® Erosionsschutz

Diese Versuchgruppe ergibt eine Haftkraft von 17,04 MPa im Mittelwert bei einer Standardabweichung von 5,32 MPa. Das Minimum liegt bei 10,89 MPa und das Maximum bei 27,93 MPa.

Tab. 30: Messwerte SEM

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	16,49	20,99
2	13,83	17,61
3	12,36	15,74
4	14,21	18,09
5	13,73	17,48
6	12,99	16,54
7	21,94	27,93
8	11,45	14,57
9	9,51	12,11
10	14,15	18,01
11	12,03	15,32
12	21,93	27,92
13	8,94	11,39
14	8,56	10,89
15	8,64	11,00

Tab. 31: Statistische Werte SEM

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	17,04
Standardabweichung	5,32
Minimum	10,89
Maximum	27,93

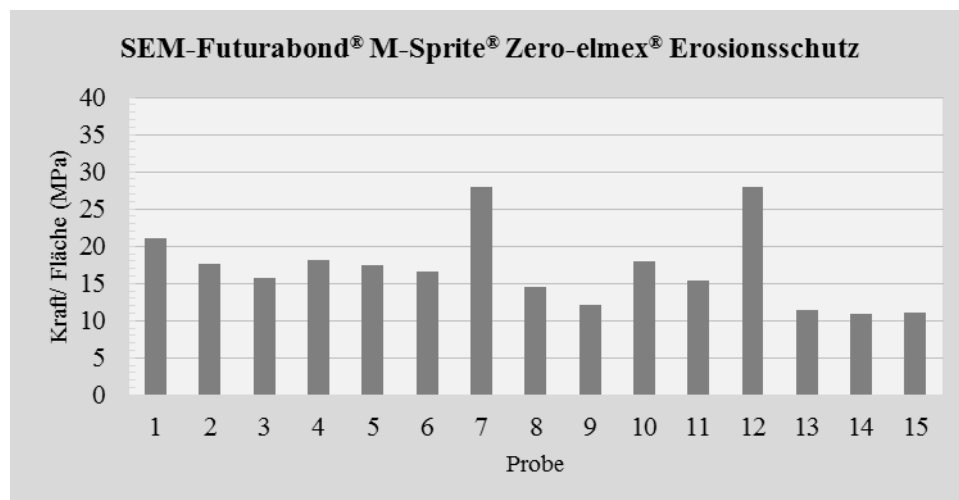


Abb. 24 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe SEM

ZM: Futurabond® M – Zitronensäure

In dieser Versuchsgruppe beträgt der Mittelwert der Haftkraft 5,05 MPa und die Standardabweichung 1,03 MPa. Das Minimum liegt bei 3,85 MPa und das Maximum bei 7,03 MPa.

Tab. 32: Messwerte ZM

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	3,93	5,01
2	3,33	4,25
3	3,11	3,96
4	3,03	3,85
5	5,04	6,42
6	3,69	4,69
7	3,70	4,70
8	4,96	6,32
9	4,14	5,27
10	5,52	7,03
11	4,52	5,75
12	3,07	3,91
13	3,55	4,52
14	4,70	5,98
15	3,23	4,11

Tab. 33: Statistische Werte ZM

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	5,05
Standardabweichung	1,03
Minimum	3,85
Maximum	7,03

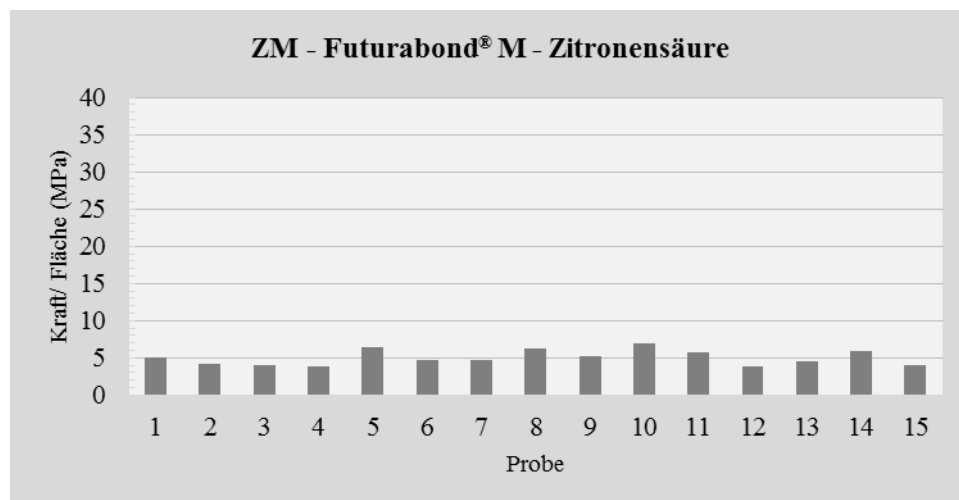


Abb. 25 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe ZM

ZEM: Futurabond® M – Zitronensäure – elmex® Erosionsschutz

In dieser Versuchsgruppe liegen der Mittelwert der Haftkraft bei 11,71 MPa und die Standardabweichung bei 2,37 MPa. Das Minimum beträgt 9,02 MPa und das Maximum 15,59 MPa.

Tab. 34: Messwerte ZEM

Probe	Kraft (N)	Kraft/Fläche (MPa)
1	7,08	9,02
2	7,66	9,76
3	8,86	11,29
4	11,64	14,82
5	12,24	15,59
6	11,71	14,91
7	9,40	11,96
8	8,09	10,30
9	7,12	9,06
10	9,12	11,61
11	8,75	11,15
12	9,63	12,26
13	7,17	9,13
14	11,16	14,21
15	8,32	10,59

Tab. 35: Statistische Werte ZEM

Deskriptive Daten	MPa
Mittelwert	11,71
Standardabweichung	2,37
Minimum	9,02
Maximum	15,59

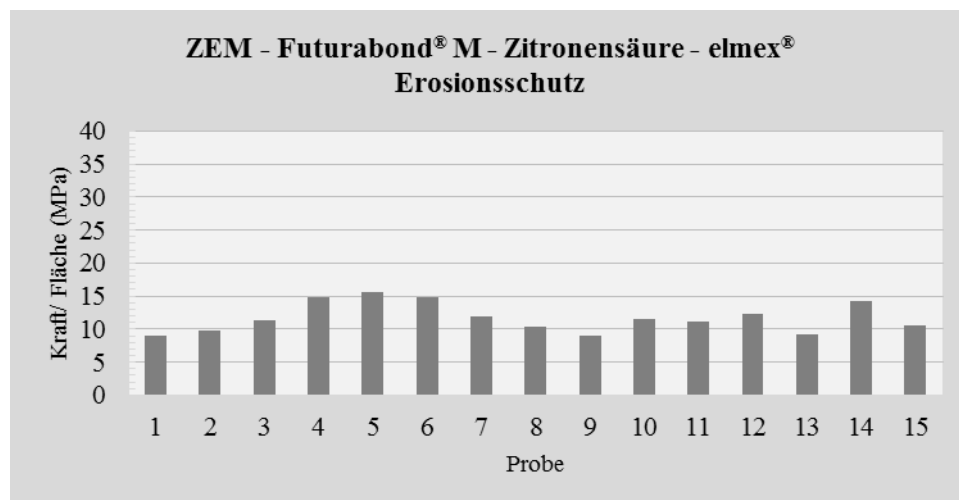


Abb. 26 : Graphische Darstellung der Einzelwerte der Versuchsgruppe ZEM

Tabellarischer Lebenslauf

Angaben zur Person

Name:	Kristina Unverricht
Geburtsdatum:	20.01.1987
Geburtsort:	Sangerhausen
Staatsangehörigkeit:	Deutsch
Eltern:	Dr. Heiko Michael Unverricht Heike Elfriede Unverricht, geb. Kunstmann

Schulbildung

1993 - 1997	Grundschule Blankenheim
1997 - 1998	Sekundarschule Riestedt
1999 - 2006	Geschwister-Scholl-Gymnasium Sangerhausen Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

Hochschulbildung

2006 - 2011	Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
09/2007	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
03/2009	Zahnärztliche Vorprüfung
11/2011	Staatsexamen Zahnmedizin Approbation als Zahnärztin
seit 09/2010	Studium der Humanmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg
03/2012	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
2013– 2014	Auslandssemester an der Universidad Complutense de Madrid
04/2015	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, **Kristina Unverricht, geboren am 20.01.1987**, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet. Die Regeln zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis wurden beachtet.

Ich versichere, dass ich für die inhaltliche Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- und Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen habe. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Halle (Saale), den 21.01.2016

Kristina Unverricht

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, **Kristina Unverricht, geboren am 20.01.1987**, dass ich bisher keine Promotionsversuche unternommen habe. Weder diese noch eine andere Dissertation wurde von mir bisher im In- oder Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Halle (Saale), den 21.01.2016

Kristina Unverricht

Danksagung

Ich bedanke mich ganz herzlich bei Frau Prof. Dr. Katrin Bekes, Leiterin der Sektion Kinderzahnheilkunde an der Universitätszahnklinik Wien, für die freundliche Überlassung dieses Themas und ihre Betreuung, vielseitige Unterstützung und Motivation zur Anfertigung der Arbeit.

Zudem gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Hans-Günther Schaller, Direktor der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie in Halle, für die Unterstützung und Zulassung zur Promotion an seiner Klinik.

Danken möchte ich Frau PD Dr. Susanne Schulz, Mitarbeiterin des Forschungslabors der Klinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie, für die Her- und Bereitstellung der verwendeten Versuchslösungen.

Ich bedanke mich außerdem bei den niedergelassenen Zahnärzten diverser Praxen in Halle, Sangerhausen und Nordhausen für die Bereitstellung des Probenmaterials.

Abschließend möchte ich meiner Familie für ihre ständige Unterstützung danken.