

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

**Der Einfluss der Vorbehandlung von humanem Schmelz auf die  
Mikrozugfestigkeit verschiedener Fissurenversiegler  
– 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 Stefanie Claudia Riediger

geboren am 26.02.1987 in Freiberg (Sachsen)

Betreuer: PD Dr. med. dent. habil. Katrin Bekes

Gutachter:

1. Bekes, Katrin, PD Dr.
2. Splieth, Christian, Prof. Dr.
3. Jablonski-Momeni, Anahita, Prof. Dr.

Eröffnungsdatum: 11.03.2014

verteidigt am: 08.10.2014

*Meiner Familie gewidmet*

## Referat

In der Kariesprävention stellt die Versiegelung der Fissuren eine etablierte Maßnahme bei Kindern dar (Locker et al., 2003, Jodkowska, 2008, Ahovuo-Saloranta et al., 2013). Die klinische Wirksamkeit des Verschlusses begründet sich unter anderem darin, dass die Substratzufuhr für die in der Tiefe zurückgebliebenen Mikroorganismen unterbunden wird. Zusätzlich bewirkt die Randdichtigkeit keinen weiteren mikrobiellen Einfluss (Baca et al., 2002, Oong et al., 2008). Der kariesprotektive Effekt kann nur bei vollständiger Retention und Randdichtigkeit gewährleistet werden (Manhart et al., 2004, Knobloch et al., 2005, Topaloglu Ak und Riza Alpoz, 2010). Die zu versiegelnden Schmelzflächen bergen Risikofaktoren wie demineralisierte Schmelzareale und/oder mit Speichel benetzte Bereiche in sich. Innerhalb dieser Arbeit sollte geklärt werden, welchen Einfluss Demineralisation und Speichelkontamination auf die Haftkraft (Mikrozugfestigkeit) von Fissurenversiegelungen auf humanen Schmelzproben haben. Außerdem wurde eine Alternative zum herkömmlichen Reinigungsvorgehen mit Bürste und Reinigungspaste untersucht: das Air Polishing (Pulverstrahlbehandlung). Zu den untersuchten Fissurenversiegleren zählten DELTON<sup>®</sup> (chemisch härtend), Fissurit F<sup>®</sup> und smartseal<sup>®</sup> & loc (beide lichthärtend). Die Mikrozugfestigkeit wurde an humanem Zahnschmelz gemessen und mit Kontrollgruppen verglichen. Für die Versuche wurden 270 Schmelzproben verwendet. Die unterschiedlichen Versuchsvoraussetzungen (14 Tage Demineralisation, 5 - 10 Sekunden Speichelbenetzung, Air Polishing) wurden standardisiert durchgeführt und sowohl einzeln als auch in Kombination getestet. Die Applikation der Versiegler erfolgte nach Herstellerangaben. Die Mikrozugfestigkeit wurde mit einer Universal-Testmaschine ermittelt. DELTON<sup>®</sup> zeigte in allen Versuchsreihen die höchste Zugfestigkeit – die Kontrollgruppe auf gesundem Schmelz erreichte eine Haftfestigkeit von 25,77 MPa ( $\pm 9,62$  MPa). Der Vergleich der Haftwerte der gesunden Schmelzproben mit den demineralisierten Proben war im Falle von Fissurit F<sup>®</sup> und smartseal<sup>®</sup> & loc signifikant ( $p < 0,05$  Tukey's Studentized Range Test). Die Versuche mit dem künstlichen Speichel brachten bei allen drei Versiegleren niedrigere Werte hervor, signifikant waren die Ergebnisse im Falle von smartseal<sup>®</sup> & loc. Im Rahmen der Studie zeichnete sich ab, dass bei demineralisierten Schmelzflächen das Air Polishing einen positiven Effekt auf die Mikrozugfestigkeit hat. Bei gesunden Schmelzarealen zeigte diese Anwendung keine Veränderungen der Haftkräfte.

Riediger, Stefanie Claudia: Der Einfluss verschiedener Vorbehandlungen auf die Mikrozugfestigkeit von drei Fissurenversiegleren auf humanen Schmelzproben. Halle (Saale), Univ. Med. Fak., Diss., 79 Seiten, 2014

## Inhaltsverzeichnis

		Seite
<b>1</b>	Einleitung	1
1.1	Enamelum	2
1.1.1	Histologische Merkmale	4
1.2	Fissuren- und Grübchenversiegelung	6
1.2.1	Epidemiologische Bezüge	7
1.2.2	Indikationen und Kontraindikationen	9
1.2.3	Kariesprotektiver Effekt	10
1.3	Fissurenversiegler	12
1.3.1	Materialien	12
1.3.2	Grundlegende Komposition einer Fissurenversiegelung	14
1.4	Vorbehandlung der Schmelzoberflächen	16
1.4.1	Reinigung der Zahnoberfläche	16
1.4.2	Schmelzkonditionierung	17
1.4.3	Speichelkontamination	20
1.4.4	Applikation	20
1.4.5	Nachsorge	21
1.5	Modelle der experimentellen Karieserzeugung	22
1.5.1	Bakteriell-chemische Modelle	22
1.5.2	Chemische Modelle	23
1.5.3	In-situ-Modelle	24
1.5.4	In-vivo-Modelle	25
<b>2</b>	Zielstellung	26
<b>3</b>	Material und Methodik	27
3.1	Material	27

3.1.1	Zähne	27
3.1.2	Demineralisationslösung	27
3.1.3	Künstlicher Speichel	27
3.1.4	Pulverstrahltechnik	28
3.1.5	Fissurenversiegler	28
3.1.6	Zusätzliche Materialien	30
3.2	Methodik	31
3.2.1	Herstellung der Schmelzproben	31
3.2.2	Demineralisation der Schmelzproben	32
3.2.3	Versuchsaufbau	32
3.2.4	Versuchsablauf	33
3.2.5	Verarbeitung der Fissurenversiegler	34
3.4	Analyse	37
3.5	Statistik	37
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>39</b>
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>42</b>
5.1	Diskussion der Methodik	42
5.1.1	Versuchsaufbau	42
5.1.2	Probenmaterial	43
5.1.3	Versuchsdurchführung	43
5.2	Diskussion der Ergebnisse	48
5.2.1	Der Einfluss der Vorbehandlung auf gesundem Zahnschmelz	48
5.2.2	Der Einfluss der Vorbehandlung auf kariösem Zahnschmelz	48
5.2.3	Speichelkontamination	51
5.2.4	Lichthärtende versus chemisch härtende Fissurenversiegler	52
5.3	Fehlerbetrachtung	56

<b>6</b>	Zusammenfassung	57
<b>7</b>	Schlussfolgerung	59
<b>8</b>	Literaturverzeichnis	61
<b>9</b>	Tabellenanhang	77
<b>10</b>	Thesen	78
<b>11</b>	Tabellarischer Lebenslauf	
<b>12</b>	Selbstständigkeitserklärung	
<b>13</b>	Erklärung über frühere Promotionsversuche	
<b>14</b>	Danksagung	

## Abkürzungsverzeichnis

A	Fläche
Abb.	Abbildung
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid
Bis-GMA	Bisphenol-A- Glycidylmethacrylat
BZÄK	Bundeszahnärztekammer
D	Deutschland
DAB	Deutsches Arzneimitelbuch
DAJ	Deutsche Arbeitsgemeinschaft für Jugendzahnpflege e.V.
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DMF-T/dmf-t-Index	D= decayed/zerstört, M= missing/fehlt, F=filled/gefüllt, t=tooth/Zahn; maximal=28 bei bleibenden Zähnen, dmf-t-Index bei Milchzähnen
DfBP-Bis-GMA	Ditertiärbutylphenyl-Bis-Glycidylmethacrylat
et al.	et alii (lateinisch), und andere (deutsch)
Gew.-%	Gewichtsprozent
GKV	gesetzliche Krankenversicherung
HEDMA	Hexandioldimethacrylat
KCP	Kinetische Kavitätenpräparation
l	Liter
µm	Mikrometer
mm	Millimeter
ml	Milliliter
MPa	Megapascal

mol	moles (lateinisch), Masse (deutsch), molekulare Einheit der Stoffmenge
mW	Milliwatt (1 Watt = 1 Joule pro Sekunde)
N	Newton
nm	Nanometer
o.g.	oben genannten
p	Signifikanzlevel
pH	pondus hydrogenii (lateinisch), Wasserstoffionenkonzentration (deutsch)
REM	Raster-Elektronen-Mikroskop
SEM	Sekundärelektronenmikroskopie
TEGDMA	Triethylen-glycol-dimethacrylat
UDMA	Urethandimethylacrylat
z.B.	zum Beispiel
ZZQ	Zentrum Zahnärztlicher Qualität



## 1 Einleitung

In den Industrieländern ist seit Jahrzehnten ein allgemeiner Kariesrückgang mittels epidemiologischen Untersuchungen nachweisbar (Künzel, 2001, Marthaler, 2004). Jedoch stellt Karies nach wie vor eine der häufigsten oralen und chronischen Erkrankungen dar (Borutta et al., 2011). Bis zum 13./14. Lebensjahr konzentriert sich der Kariesbefall mit 60 bis >90% auf die Fissuren und Grübchen von Molaren (Hannigan et al., 2000, Kühnisch et al., 2003). Aus diesem Grund gebührt der Frühbehandlung besondere Aufmerksamkeit. Neben verschiedenen Präventionsmaßnahmen wie Fluoridierung, Mundhygieneinstruktionen und Ernährungsberatung stellt die Fissurenversiegelung ein weiteres nicht-invasives Vorgehen dar, um frühe kariöse Läsionen an den Prädilektionsstellen der Glatt- und Okklusalfächen vorbeugend zu behandeln. Die Fissurenversiegelung fungiert als eine Schutzbarriere, die kariogenes Substrat fernhält und das Fissurenrelief der täglichen Zahnpflege besser zugänglich macht (Hickel, 2009). Die Effektivität dieser Schutzmaßnahme wird maßgeblich beeinflusst von der Randdichtigkeit und der vollständiger Retention (Manhart et al., 2004). Im klinischen Alltag stellt die Reinigung der Okklusalfäche den ersten Behandlungsschritt dar (Hellwig et al., 2009c). Üblich ist dabei die Verwendung einer Prophylaxebürste und einer fluoridfreien Paste. Nachteilig ist bei dieser Vorgehensweise, dass bei einigen Fissurentypen das Kaurelief nicht vollständig von Plaque befreit werden kann (Hellwig et al., 2013a). Eine anschließende Applikation eines dünnfließenden Kunststoffes kann eine unzureichende Retention mit einer Randspaltbildung und Entwicklung einer (Sekundär-) Karies und / oder einen Teil- oder Totalverlust zur Folge haben (Frankenberger et al., 2008). Aus diesem Grund wird die Verwendung eines Pulverstrahlgerätes empfohlen (Botti et al., 2010). Die als Air Polishing bezeichnete Variante führt zu einer tiefreichenden Reinigung der Fissuren und Grübchen. Die organischen Auflagerungen werden schnell, sicher und effektiv von der Zahnoberfläche entfernt. Gesunder Zahnschmelz zeigt nach der Air Polishing-Behandlung geringere bzw. dieselben Veränderungen der makroskopischen Oberflächenstruktur wie bei der Anwendung von Polierpasten (Jost-Brinkmann, 1998). Eine Benetzung der konditionierten Schmelzoberfläche mit Speichel kann die Polymerisation und demzufolge die Haftwerte ebenfalls negativ beeinflussen (Correr et al., 2004). Ziel dieser Studie war es, den Einfluss von Air Polishing im Vergleich zur Bürstenreinigung auf die Mikrozugfestigkeit zu überprüfen und die Ergebnisse zu interpretieren. Dabei wurden drei Szenarien unterschieden: Ermittlung der Mikrozugfestigkeit unter kariesfreien Bedingungen, bei Speichelkontamination und auf demineralisierten Schmelzflächen.

## 1.1 Enamelum

Die Schmelzschicht, die die Zahnkrone bedeckt, ist am Zahnhals am dünnsten und weist an den Schneidekanten, Höckerspitzen und an den Randleisten die größte Schichtstärke mit 2 mm auf (Schumacher et al., 1990b, Lehmann und Hellwig, 2005a). Embryologisch betrachtet ist der Schmelz ektodermaler Herkunft (Lüllmann-Rauch, 2003, Ulfing, 2005). Er stellt ausgereift das am stärksten mineralisierte und härteste Zellprodukt im menschlichen Körper dar (Steiniger et al., 2010). Seine Härte liegt im Durchschnitt zwischen 300 - 430 Vickers-Härte (Schemel et al., 1984). Die Werte liegen somit über denen von harten Edelmetalllegierungen (hochplatinhaltige Legierungen). Es handelt sich um ein fast rein kristallines Gefüge, das ein Produkt der Ameloblasten ist. Seine Zusammensetzung und Eigenschaften unterscheiden sich stark von denen des Dentins und des Wurzelzements. Der Hauptbestandteil ist anorganischer Herkunft und stellt rund 95 Gew.-% dar (Berkowitz et al., 1980). Die Mengenangaben bzgl. des Wasseranteils schwanken zwischen 1,5 und 4 Gew.-%. Die übrige organische Substanz besteht aus Proteinen und Lipiden (Stack, 1967, Berkowitz et al., 1980). Die Ameloblasten bilden vor dem Zahndurchbruch eine organische Schmelzmatrix, die mineralisiert und anschließend ausreift. Die hierbei entstehenden Apatitkristalle liegen in einer Mischform aus Hydroxylapatit, Fluorapatit und Carbonatapatit vor (Schumacher et al., 1990a, Hellwig et al., 2007b). Die Widerstandsfähigkeit von Schmelz gegenüber Demineralisationsvorgängen kann durch das Vorhandensein von Fluorapatit erhöht werden (Hellwig et al., 2009a). Die präeruptive Schmelzreifung umfasst die Kristallisation und das anschließende Wachstum der Kristalle. Hierbei kommt es zu einer Volumenschrumpfung der organischen Matrix und zu einem Wasserverlust. Aus diesem Grund schwanken die Angaben bzgl. des Wasseranteils (Deutsch und Pe'er, 1982). Durch die Volumenschrumpfung verbleiben Mikroporositäten zwischen den Kristallen und Ionendefekte in ihren Gitterstrukturen (Hellwig et al., 2007b). Die posteruptive Schmelzreifung setzt nach dem Zahndurchbruch ein und führt zu einem weitestgehenden Ausgleich dieser Porositäten, indem Mineralien wie Kalzium und Phosphat aus dem Mundhöhlenmilieu aufgenommen werden. Nach Abschluss der Zahnschmelzbildung sind keine zellulären Reparaturmechanismen möglich (Shellis, 1984b). Der Zahnschmelz unterliegt keinem physiologischen Metabolismus. Es wird angenommen, dass Zahnschmelz wie ein Ionenaustauscher funktioniert und somit chemische Veränderungen stattfinden, die zur Aufrechterhaltung oder Änderung seiner Zusammensetzung beitragen (Waters, 1971).

Enamelum besitzt eine graubläuliche Eigentönung, ist aber im Wesentlichen transparent. Die Zahnfarbe wird, je nach Schmelzdicke, von der gelblich bis bräunlich opaken Eigenfarbe des Dentins und dem Grad der Transparenz und Homogenität des Schmelzes bestimmt (Steiniger et al., 2010). Zahnschmelz ist begrenzt permeabel. Farbstoffe können sowohl von außen als auch von innen eindringen.

Der Zahnschmelz ist strukturiert und aus Prismen (Schmelzstäben) aufgebaut, welche mittels mikroskopischer Betrachtung der Schliffpräparate sichtbar werden. Das charakteristische Gefüge des ausgereiften Schmelzes ist geprägt von Prismenstäben, interprismatischen Zonen und Prismenscheiden (Angmar et al., 1963). Die Schmelzkristalle sind leicht abgeflachte, hexagonale Stäbe, die durchschnittlich 160 nm lang, 40 - 70 nm breit und 26 nm dick sind (Berkowitz et al., 1980). Hiermit weisen sie eine erhebliche Größe im Vergleich zu anderen biologischen Hartgeweben auf. Jedes Schmelzprisma samt seiner Umrahmung ist das Produkt eines Ameloblasten (Lüllmann-Rauch, 2003). Die Schmelzkristalle erstrecken sich von der Schmelz-Dentin-Grenze bis dicht unter die Schmelzoberfläche. Die Schmelzkristallite schließen sich in Verbänden zu Schmelzprismen zusammen, die in die interprismatische Substanz eingebettet sind (Fejerskov und Thylstrup, 1986). Die Kristalle der interprismatischen Substanz, die eine Art Umrahmung darstellen, liegen „ungeordneter“ vor und bilden mit der Längsachse der Prismen einen Winkel von annähernd 90° (Schroeder, 1992). Die Unterscheidung zwischen „prismatischen“ und „nichtprismatischen“ Anteilen ist lediglich Folge der Kristallorientierung (Schroeder, 1992), es liegt kein Unterschied hinsichtlich der organischen Bestandteile vor. Die Kontaktfläche zwischen zwei benachbarten Prismen wird als Prismenscheide bezeichnet. Sie stellt eine dünne Matrixschicht dar und nimmt im ausgereiften Schmelz den organischen Anteil von 1 % in Anspruch (Radlanski, 2011). Bei der Analyse mit einem Transmissions-Elektronenmikroskop haben quergetroffene Prismen eine runde, hufeisenförmige oder schlüssellochartige Form, die im Verlauf des gleichen Prismas wechseln kann (Steiniger et al., 2010). Hierbei handelt es sich um eine unterschiedliche Anordnung der Prismen zueinander. Eine 20 - 80 µm dicke Schicht prismenfreien Schmelzes ist an der Oberfläche menschlicher, frisch durchgebrochener Milchzähne und bei 70 % der permanenten Zähne zu finden (Schumacher et al., 1990b). Die Kristallite liegen hier dicht gepackt, senkrecht zur Oberfläche. Diese Schicht ist prismenlos, weil direkt an der Zahnoberfläche gelegener Schmelz von Ameloblasten ohne Tomes-Fortsatz gebildet wird und deshalb keine Prismen enthält (Steiniger et al., 2010). Die prismenfreie Schmelzschicht ist härter und weniger säurelöslich als der unmittelbar darunterliegende Schmelz. Deshalb empfiehlt Bozalis die prismenlose Schicht bei

Milchzähnen mit einem Diamanten zu entfernen oder die Ätzzeit auf 120 Sekunden auszudehnen (Bozalis et al., 1979). Die Schmelzprismen verlaufen nicht geradlinig, sondern schwingen phasenversetzt in horizontalen Ebenen, die annähernd senkrecht zur Zahnlängsachse verlaufen (Osborn, 1968). Aufgrund der unterschiedlichen räumlichen Anordnung der Schmelzprismen zueinander lassen sich im licht- und polarisationsmikroskopischen Bild eine Reihe histologischer Merkmale beschreiben.

### 1.1.1 Histologische Merkmale

In der inneren Hälfte des Schmelzmantels können in koronozervikaler Richtung aufeinanderfolgende, dunkle und helle Streifen unterschieden werden, die Hunter-Schreger-Streifung (Schumacher et al., 1990b). Schroeder fasste zusammen, dass diese Streifung den wellenartigen Verlauf der Prismenstäbe im dreidimensionalen Raum spiegelt und als funktionelle Anpassungsstruktur zur Verhütung einer Schmelzspaltung während der Kautätigkeit aufgefasst wird (Osborn, 1968, Schroeder, 1992).

Retzius-Streifen, auch Wachstumslinien genannt, sind über den gesamten Schmelzmantel in periodischer Anordnung verteilt. Diese Linien verlaufen von der Schmelz-Dentin-Grenze in schräger Richtung nach okklusal (Abb.1). Sie sind Ausdruck periodischer Ruhephasen der Ameloblasten während der Schmelzbildung (Osborn, 1971). Im Horizontalschliff erscheinen die Retzius-Streifen als konzentrische Ringe und treten wie Jahresringe eines Baumes in Erscheinung (Schroeder, 1992). Die Streifen enden auf der Schmelzoberfläche in Vertiefungen, in sogenannten Perikymatien, die hypomineralisierte Bereiche darstellen (Steiniger et al., 2010).

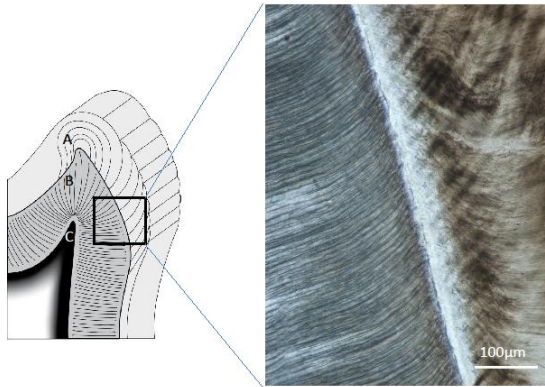


Abb.1: Schematische Darstellung Zahnaufbau: Mikroskopische Aufnahme eines Zahnschliffs (Schmelz-Dentin-Übergang mit Hunter-Schreger- und Retzius-Streifen) hergestellt an der Medizinischen Fakultät der Universitätsklinik Carl Gustav Carus in Dresden, am Institut für Anatomie; Balken entspricht 0,1 mm). A: Schmelz, B: Dentin, C: Pulpa.

Fissuren treten regelmäßig bei Milchmolaren, permanenten Prämolaren und Molaren auf. Es handelt sich dabei um Vertiefungen im Kauflächenrelief der Seitenzähne. Fissuren entstehen an der Grenzlinie zwischen Schmelzbildungszentren im Höckerbereich. Schroeder (1992) erklärt den Vorgang folgendermaßen: „Je nachdem wie nahe diese Entwicklungszentren aneinander liegen und wie dick die Schmelzkappen im Höckerbereich zur Zeit der Verschmelzung geworden sind, werden diese Täler flach oder sehr stark eingezogen sein. Am Grunde des Tales kommt es bald zu einer Stauung von Ameloblasten auf der sich immer stärker verkleinernden Schmelzoberfläche. Die sekretorische Leistung der Ameloblasten setzt am Talgrund aus, während die Ameloblasten, die an den Talabhängen lokalisiert sind, mit der Schmelzbildung fortfahren (Schour und Massler, 1940). Auf diese Weise treten die Talabhänge immer näher aneinander. Es entsteht eine flache oder tiefe Fissur“. Die Schmelzdicke im Fissurengrund kann weniger als 0,5 mm betragen, während die Dicke der okklusalen Schmelzflächen an anderer Stelle mehr als 1 mm beträgt (Eggertsson, 2013). Aufgrund der präeruptiven Reifungsphase ist der Mineral- und Fluoridgehalt an den Inzisalkanten und Zahnhöckern größer als im Fissurensystem (Laurisch, 1993). Vor allem die durchbrechenden Molaren haben zu Beginn die Kauebene noch nicht erreicht und erschweren dadurch die Mundhygiene. Aus diesem Grund werden die Okklusalfächen durchbrechender Zähne im Gegensatz zu den Glatflächen durch Fluoridapplikation nur gering – also ungenügend – beeinflusst (Marthaler, 1975).

Okklusale Fissuren und Grübchen sind Prädilektionsstellen für die Entstehung von Karies (Bohannon, 1983). Histologisch können verschiedene Fissurentypen im Schmelz unterschieden werden. In der Literatur wird das Vorkommen nach folgendem Verteilungsmuster angegeben (König, 1963):

- 34 % V-förmige Fissuren (V-Typ),
- 26 % IK-Typ, ampullenförmig (schmaler Fissureneingang mit Erweiterung am Fissurengrund),
- 19 % I-Typ (schmale, enge, gerade Fissur),
- 14 % U-Typ (U-förmig, relativ weit).

Die Möglichkeiten zur Hygienisierung sind bei den vergleichsweise weiten V-Typ- bzw. U-Typ-Fissuren relativ gut. Wohingegen die Reinigung der I- und IK-Fissur unmöglich ist, da für die mechanische Reinigung die Borsten der Zahnbürste zu groß sind (Hellwig et al., 2009c). Ein weiterer kariesfördernder Effekt ist die geringe Wirksamkeit der Fluoride im Fissurenbereich, da Fluoride nach lokaler Applikation schlecht durch die Fissurenplaque hindurch diffundieren können (Hellwig et al., 2009c). In den letzten Jahren konnte dank fluoridhaltiger Zahnpasten ein starker Rückgang der Glatflächenkaries registriert werden, während Fissuren- und Grübchenkaries weit weniger eingedämmt werden konnte (Hellwig et al., 2009d).

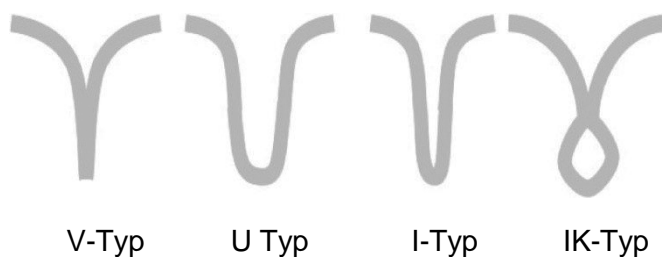


Abb.2: Vereinfachte Darstellung der Fissurentypen nach König (1963)

## 1.2 Fissuren- und Grübchenversiegelungen

Unter einer Versiegelung wird der präventive Verschluss der kariesanfälligen Fissuren und Grübchen verstanden, um einer Kariesinitiation vorzubeugen und/oder kariöse Frühstadien zu arretieren (Welbury et al., 2004). Das Prinzip dieser Methode beruht darauf, dass anatomisch schwer zu reinigende Fissuren durch das Auffüllen eines Kunststoffes der täglichen Zahnpflege besser zugänglich werden (Paris et al., 2013). Der Kunststoff stellt eine Diffusionsbarriere zwischen dem Biofilm und der Zahnhartsubstanz dar und verhindert somit eine weitere Demineralisation des

Schmelzes (Paris et al., 2013). Besonders bei Kindern im Alter von 6 - 12 Jahren liegt eine besondere Situation vor, weil Karies überwiegend an den Fissuren der Sechsjahrmolaren auftritt (Momeni et al., 2005). Deshalb ist in dieser Altersgruppe die präventive Fissurenversiegelung besonders wirksam (Momeni et al., 2005). Fissurenversiegler stellen seit ihrer Einführung 1967 eine zuverlässige minimal invasive Methode der Kariesprävention dar. Dank dieser Vorgehensweise ist es möglich, gezielt okklusale Schmelzflächen zu schützen. Es wird zwischen einer präventiven, therapeutischen und einer erweiterten Fissurenversiegelung unterschieden (Eggertsson, 2013). Die Versiegelung einer gesunden Fissur wird gemäß dieser Nomenklatur als präventive Maßnahme bezeichnet. Werden initial kariöse Läsionen versiegelt, handelt es sich um eine therapeutische Versiegelung. Eine erweiterte Fissurenversiegelung umfasst eine lokal invasive Behandlung mit Versiegelung benachbarter unpräparierter Fissuren. In der Bundesrepublik Deutschland steht den 6- bis 17-Jährigen neben individual- und gruppenprophylaktischen Betreuungsangeboten seit 1993 auch die Fissurenversiegelung kostenfrei zur Verfügung. Diese Intervention ist in Form der IP5-Position bei den ersten und zweiten Molaren Bestandteil des Leistungskatalogs der GKV (BZÄK, DGZMK, ZZQ Stand 2/2011).

#### 1.2.1 Epidemiologische Bezüge

Seit dem Ende der 70er Jahre wurde in den hochindustrialisierten Ländern der Welt ein populationsweiter Kariesrückgang (Caries decline) beobachtet. Auch in Deutschland konnte diese Tendenz belegt werden (Bößmann, 2001, Künzel, 2001), (DAJ). Jedoch zeigt sich, dass der Kariesbefall mit zunehmendem Alter steigt (Van Steenkiste, 2002). Dieser Zusammenhang scheint verwunderlich, weil diesen jungen Patienten neben individual- und gruppenprophylaktischen Betreuungsangeboten seit 1993 auch die Fissurenversiegelung (kostenfrei) zur Verfügung steht. Diese Tatsache wird auch von Borutta und Kollegen bestätigt (Borutta et al., 2011). Eine mögliche Erklärung für die Karieszunahme in der Pubertät wird nicht geäußert, womöglich stellt die Zahnpflege in diesem Alter ein untergeordnetes Thema dar. Seit 1993 ist die durchschnittliche Zahl versiegelter Zähne in allen Altersgruppen, Schultypen und Nationalitäten gestiegen. Die Zahl der versiegelten Zähne nimmt seit 1997 nur noch leicht zu (Van Steenkiste, 2002). Bezüglich der Kariesrelation zieht Wolfgang Klimm (Klimm, 1997b) folgendes Resümee: „Der Zusammenhang zwischen Zuckerkonsum und Kariesverbreitung ist in den Industrieländern auf Populationsebene nicht mehr nachweisbar. Dafür sind

offenbar hauptsächlich die Fluoride verantwortlich. Im Einzelfall kann sich der Zucker nach wie vor verheerend auf die Zahngesundheit auswirken.“

In der Bundesrepublik Deutschland beschäftigt sich die Deutsche Arbeitsgemeinschaft für Jugendzahnpflege e.V. (DAJ) mit epidemiologischen Begleituntersuchungen. Die Ergebnisse der Jahre 1994 bis 2009 wurden bereits veröffentlicht. Die aktuelle Studie von 2009, an der rund 87.000 Schülerinnen und Schüler aller Bundesländer teilnahmen, belegt, dass sich die Mundgesundheit der Jugendlichen zwischen 2004 und 2009 deutlich verbessert hat. Rund zwei Drittel der 12-jährigen Kinder in Deutschland weisen demnach ein naturgesundes bleibendes Gebiss auf. Außerdem ist der DMF-T/dmf-t-Index (Index zur Bewertung des Kariesbefalls) in den anderen Altersklassen gegenüber den Vorjahren gesunken. Bei den 6- bis 7-Jährigen sank der Wert von 2,16 (Jahr 2004) auf 1,87, bei den 15-Jährigen von 2,05 (Jahr 2004) auf 1,41. Die aktuelle Studie zeigt, dass das zahnmedizinische Prophylaxeprogramm in Deutschland effektiv wirkt. Als Ursachen des weiteren deutlichen Kariesrückgangs werden die weite Verbreitung von Fluoriden insbesondere in Zahnpasten und Speisesalz, die Wirksamkeit der Gruppenprophylaxe in Schulen und Kindereinrichtungen sowie die Effektivität der Individualprophylaxe, insbesondere der Fissurenversiegelung, in den zahnärztlichen Praxen benannt (DAJ 2009). Ungeachtet der positiven Ergebnisse bei den Prophylaxemaßnahmen liegt eine Ungleichverteilung der Karieserkrankungen zu Ungunsten sozial benachteiligter Kinder und Jugendlicher vor (Hickel, 2009). Ebenso wird die ungleiche Verteilung der Fissurenversiegelungen, welche wahrscheinlich auf das unterschiedliche Inanspruchnahmeverhalten zurückzuführen ist (Van Steenkiste, 2002), nicht beleuchtet.

Die kariösen Destruktionen konzentrieren sich mit 60 - 90 % auf die Fissuren- und Grübchen der Molaren (Hannigan et al., 2000, Kühnisch et al., 2003). Hiermit wird deutlich, welches enormen Kariesrisiko die Okklusalflächen bleibender Molaren ausgesetzt sind. Bereits im Jahre 1835 warnte William Robertson, dass die Anatomie des Zahnes das Risiko der Zahndestruktion erhöht („that it is the shape or form of the tooth which increase the liability of the tooth to decay“) (Hyatt, 1930). Die Kariesanfälligkeit okklusaler Fissuren wird durch die erhöhte PlaqueRetention aufgrund der zerklüfteten Fissurenanatomie hervorgerufen. Diese wiederum führt zu fehlender Selbstreinigung und der Unmöglichkeit einer guten mechanischen Reinigung. Weitere Gründe sind die geringe Schmelzdicke im Fissurenfundus, die fehlende posteruptive Schmelzreifung und die begrenzte kariesprotektive Fluoridwirkung in der Fissur (Hickel, 2009). Eine sich entwickelnde Schmelzkaries kann sich aufgrund einer geringen



Schmelzdicke im Fissurenfundus rasch ins Dentin ausbreiten (Hellwig et al., 2009b). Da bei Kindern und Jugendlichen die Pulpahörner stark ausgeprägt sind, kann aus einer Dentinkaries rasch eine tiefe Karies mit teilweise rasant fortschreitender Pulpabeteiligung werden. Demzufolge ist es notwendig, eine wirksame präventive Maßnahme an diesen Zahnflächen durchzuführen (Ahovuo-Saloranta et al., 2008).

### 1.2.2 Indikationen und Kontraindikationen

Die Empfehlung für eine Versiegelung besteht bei den Zähnen von Kindern, Jugendlichen und jungen Erwachsenen mit einem anatomisch ungünstigen, kariesanfälligen Fissuren- und/oder Grübchenrelief (Hickel, 2009). Das Kariesrisiko nimmt sowohl bei Patienten mit festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen als auch und bei behinderten, sozial benachteiligten Patienten, und bei Patienten mit Migrationshintergrund zu. Für Patienten mit einem erhöhten Kariesrisiko ist die Fissuren- und Grübchenversiegelung sowohl an gesunden und nicht kavitierten kariösen Läsionen wesentlicher Bestandteil der kariespräventiven Betreuungsstrategie (Splith et al., 2010). Bei der Fissur handelt es sich zunächst um eine ökologische Nische für Mutans-Streptokokken und Laktobazillen (Heinrich-Weltzien, 1998). Die bakterielle Milchsäureproduktion und die mangelnde Selbstreinigung der Fissur lassen diese zum Locus minoris resistentiae werden. Grund hierfür ist das erhöhte flächenspezifische Risiko der Zähne (Hickel, 1992). Bei hohen Speichelkeimzahlen wird die Versiegelung bei gesunden und unverfärbten Fissuren empfohlen (Heinrich-Weltzien, 1998). Die Leitlinie weist daraufhin, dass bei Erwachsenen und älteren Patienten die Indikation zur Versiegelung restriktiver gestellt wird. Zielstellung ist die Umgestaltung eines ursprünglich plaqueretentiven Fissurenreliefs in eine prophylaxefähige Oberfläche. Dieses Vorgehen sollte auch bei älteren Patienten, die z. B. an Xerostomie leiden und dadurch ein erhöhtes Kariesrisiko aufweisen, als Therapievariante bedacht werden (Heinrich-Weltzien, 1998, Gore, 2010). Aus heutiger Sicht kann auf die Fissuren- und Grübchenversiegelung bei karies(risiko)freien Patienten durchaus verzichtet werden, weil die Wahrscheinlichkeit der Initiation einer kariösen Läsion als gering eingeschätzt wird (Eggertsson, 2013).

Relativ kontraindiziert ist die Versiegelung bei Milchzähnen, deren Exfoliation unmittelbar bevorsteht. Bei noch nicht vollständig durchgebrochenen Zähnen empfiehlt es sich vorerst auf die Fissurenversiegelung zu verzichten, da sie mit einem Qualitätsverlust einhergehen würde. Als Zwischenlösung bietet sich einerseits die Applikation eines hoch konzentrierten Fluoridlackes in die Fissur an (beispielsweise

Duraphat®), andererseits die vorübergehende Versiegelung mit einem Glasionomerkement (Ketac™ Fil) an (Zimmer, 2002). Nach einem Jahr kann dann die standardmäßige Fissurenversiegelung erfolgen. Als kariesfördernd gestaltet sich die Zeitspanne bis die Molaren die Kauebene erreichen, weil die Kinder über sie hinweg putzen und der antagonistische Kontakt noch fehlt. In diesem Fall überwiegt die Plaqueakkumulation.

Eine nachgewiesene Dentinkaries sollte in Form einer minimal invasiven Füllungstherapie behandelt werden (Splieth et al., 2010, Eggertsson, 2013). Eine absolute Kontraindikation liegt vor, wenn der Patient eine nachgewiesene Allergie gegenüber dem Versiegelungsmaterial oder einzelnen Materialbestandteilen hat.

### 1.2.3 Kariesprotektiver Effekt

Der kariesprotektive Effekt der Fissuren- und Grübchenversiegelung wurde bereits in zahlreichen internationalen Studien untersucht und belegt (Klimm, 1997c, Heinrich-Weltzien, 1998, Wendt et al., 2001, Locker et al., 2003, Welbury et al., 2004, Kitchens, 2005, Quinonez et al., 2005, Ahovuo-Saloranta et al., 2008, Beauchamp et al., 2009). Bereits in den 70er Jahren konnte anhand von Seitenvergleichen der kariespräventive Nutzen nachgewiesen werden (Hickel, 2009). In einer Verlaufsstudie belegten Ismail und sein Kollege (Ismail und Gagnon, 1995), dass Zähne mit Fissurenversiegelung eine 50 % geringere Kariesanfälligkeit aufweisen als unversiegelte Zähne. Außerdem konnte anhand dieser zwei Jahre andauernden Studie festgestellt werden, dass vollständig versiegelte erste Molaren eine 75 % geringere Inzidenz für neue Restaurationen aufwiesen. Den Zusammenhang zwischen Fissurenversiegelung und Kariesbefall erkannten auch die Kollegen der Erfurter Kariesrisiko-Studie (Heinrich-Weltzien, 1998). Seit den 80er Jahren hat sich die Herangehensweise der Studien geändert. Der kariespräventive Wert der Fissurenversiegelungen wird anhand der Retentionsrate belegt. Fragestellungen zu Material und klinischen Parametern werden heute beinahe ausschließlich im direkten Materialvergleich untersucht. In einem systematischen Review der Cochrane Collaboration (Ahovuo-Saloranta et al., 2008) kamen die Autoren zu dem Schluss, dass es sich bei der Fissuren- und Grübchenversiegelung um eine empfehlenswerte Präventionsmaßnahme zur Vermeidung kariöser Läsionen an den Okklusalfächen der bleibenden Molaren handelt. Die Größenordnung des kariesprotektiven Effekts fällt hingegen unterschiedlich aus: Die Spannweite reicht von 33 % (Mejare et al., 2003) bis 77 % (Llodra et al., 1993). Die Datenlage hierzu wird laut Leitlinie Fissuren- und

Grübchenversiegelung 2009 als unzureichend eingeschätzt. Weiterhin wurde festgestellt, dass die Bakterienanzahl unter einer Fissurenversiegelung reduziert wird (Handelman et al., 1972, Oong et al., 2008). In der aktuellen Literatur finden sich Retentionswerte nach einem Jahr von mehr als 90%, die sich nach 3-5 Jahren auf 80% reduzieren (Ahovuo-Saloranta et al., 2013). Patienten mit einer großen Anzahl an Restaurationen weisen eine höhere Versagensrate auf (Eggertsson, 2013).

Bezüglich der Verweildauer von Fissurenversiegeln gibt es keine genauen Angaben. Zimmer und seinen Kollegen (Zimmer et al., 2009) zufolge kann man davon ausgehen, dass Fissurenversiegler nicht mehr erforderlich sind, wenn die bleibenden Molaren die Okklusionsebene erreicht haben. Durch den nun vorliegenden antagonistischen Kontakt bestehe eine geringere Plaqueakkumulation. Entscheidend sei, die Zähne während einer Durchbruchsdauer, die im Schnitt 15,0 bis 27,9 Monate andauert, zu schützen (Ekstrand et al., 2003). Der Halt von methacrylat-basierten Versiegeln überschreitet diese erforderliche Zeitspanne bei weitem. Bei Zimmer (Zimmer et al., 2009) betrug die 3-Jahres-Überlebensrate 96,7 % für ein Kompomer und 99,5 % für das Bis-GMA (Kaplan-Meier-Analyse). Fest steht, dass mit zunehmender Liegedauer das Retentionsverhalten sinkt und damit auch der Schutz gegenüber Kariesinfektionen. Entscheidend für einen langanhaltenden Erfolg eines Fissurenversieglers sind Homogenität, Randedichtigkeit und vollständige Retention. Außerdem sollte ein patientenindividuelles Recall-System durchgeführt werden, um eine eventuelle Kariesprogression frühzeitig zu stoppen. Desweiteren spielen unterschiedliche Faktoren wie Demineralisation und Speichelkontamination, die im Abschnitt „Vorbehandlung der Schmelzoberflächen“ erläutert werden, eine Rolle. Als mögliche Gründe für den Verlust einer Fissurenversiegelung sind die unzureichende Trockenhaltung des Arbeitsfeldes, Unzulänglichkeiten des Versieglermaterials, die unvollständige Reinigung des Fissurensystems sowohl Mängel beim Konditionieren der Schmelzoberfläche und strukturelle Besonderheiten des zu schützenden Zahnes zu nennen (Becker, 1999). In Studien der 90er Jahre wurde gezeigt, dass ein korrekt aufgetragener Versiegler so lange hält wie eine durchschnittliche Amalgamfüllung mit einer Lebensdauer von 10 - 15 Jahren (Health, 1984, Silverstone, 1984).

## 1.3 Fissurenversiegler

### 1.3.1 Materialien

Es werden vorrangig dünnfließende Kunststoffmaterialien als Versiegler verwendet (Papacchini et al., 2005, Eggertsson, 2013). Darunter werden einerseits ungefüllte Grundsubstanzen entsprechender Komposite wie Bis-GMA und UDMA verstanden, andererseits auch niedrig visköse Komposite mit niedrigem Fülleranteil (Hellwig et al., 2007a). Der Gehalt an anorganischen Füllstoffen kann zwischen 1 und < 74 Gew.-% variieren (Staehele, 1994). Bei den zugesetzten Substanzen muss zwischen Pigmenten zur Beeinflussung der Farbe und Opazität (Titanoxid, Eisenoxid) und konventionellen Füllern zur Beeinflussung der physikalischen Eigenschaften (Siliciumoxide, Bariumgläser) differenziert werden. Aufgrund des besseren Fließverhaltens sollten zur Fissurenversiegelung niedrigvisköse Materialien bevorzugt eingesetzt werden (Becker, 1999, Hickel, 2009). Allerdings sind die Kunststoff-Versiegler durch den reduzierten Füllkörperanteil weniger abrasions- und biegefest als Füllungsmaterialien und somit bei kariösen Läsionen nicht mehr geeignet (Hickel, 1992).

Man unterscheidet lichthärtende und autopolymerisierende Materialien. Letztere müssen vor der Applikation angerührt werden. Unabhängig von den Eigenschaften können die Fissurenversiegler transparent oder mit Farbpigmenten versetzt weiß oder opak sein (Hellwig et al., 2013a). Ein klinisch relevanter Vorteil der opaken Fissurenversiegler besteht darin, dass Randdichtigkeit und Defekte in der Regel besser kontrolliert werden können. Bezüglich der Retentionsrate zeigt sich im direkten Vergleich zwischen auto- und lichtpolymerisierenden Materialien kein signifikanter Unterschied (Sveen und Jensen, 1986, Kühnisch et al., 2012). Beide weisen einen partiellen Verlust von 20 - 30 % innerhalb der ersten drei Jahre auf. In einer Studie um Lekka wurde u.a. DELTON® lichthärtend mit DELTON® chemisch härtend verglichen. Es zeigte sich, dass lichthärtende Versiegler weniger Poren als autopolymerisierende Versiegler aufweisen (Lekka et al., 1991). Neue Komposite besitzen die Fähigkeit, Fluoride abzugeben. Sie zeigen im Vergleich zu konventionellen Fissurenversiegler bessere oder gleichwertige Retentionsraten. Es erfolgt eine konstante Fluoridabgabe über einen längeren Zeitraum, die die Bildung von Fluorapatit fördert (Morphis et al., 2000). Es ist noch umstritten, in welchem Ausmaß Fluoride zu einer Verringerung des Kariesrisikos nach dem Verlust der Versiegelung beitragen (Jensen et al., 1990, Ripa, 1993, Morphis et al., 2000).

Glasionomerzemente stellen eine weitere Materialgruppe zu verwendender Fissurenversiegler dar (Becker, 1999). Sie sind in der Lage, eine chemische Verbindung zwischen Zahnschmelz und Glasionomerzement ohne die Anwendung einer Säure-Ätz-Technik herzustellen. Die chemische Haftung beträgt jedoch nur etwa 1/3 der von kunststoffbasierten Versiegler nach Schmelz-Ätz-Technik (Hickel, 1989). Nachteilig erweist sich außerdem die hohe Viskosität, die vor allem in engen Fissuren die Applikation erschwert (Hellwig et al., 2013a). Im Vergleich zu allen anderen Versieglermaterialien weisen Glasionomerzemente das ungünstigste Retentionsverhalten auf. Bereits nach zwei Jahren sind etwa 80 % aller Versiegelungen nicht mehr intakt oder verloren gegangen (Mejare und Mjor, 1990, Songpaisan et al., 1995, Simonsen, 1996, Kühnisch et al., 2012). Vineet und Mitarbeiter fanden in einer SEM-Studie bei Glasionomerzementen größere Lücken zwischen Zahnhartsubstanz und Fissurenversiegler (Vineet und Tandon, 2000). Sie sind den bewährten Kunststoffversiegler nicht überlegen. Jedoch werden sie immer noch als eine der effektivsten Kariespräventionsmaßnahmen bei frisch durchgebrochenen ersten Molaren von Kariesrisiko-Gruppen (z.B. in weniger industrialisierten Ländern) eingesetzt (Beirut et al., 2006, Vieira et al., 2006). Basierend auf der systematischen Literaturrecherche der 2009er Leitlinie für Grübchen- und Fissurenversiegelung (Hickel 2009) werden folgende Prämissen formuliert:

1) Für den klinischen Alltag sind auto- und (Fluorid freisetzende) lichtpolymerisierende Versiegelungsmaterialien grundsätzlich geeignet. Die lichtpolymerisierenden Materialien sollten im klinischen Alltag vorrangig verwendet werden. Die 1-Komponenten-Systeme sind weniger verarbeitungssensitiv. Beim Anmischen können keine Blasen entstehen, die zu einer verminderten Haftkraft führen. Außerdem erfolgt die Polymerisation erst nach vollständiger Applikation.

2) Kompomere und Glasionomerzemente zeigen im Vergleich zu methacrylatbasierten Versiegelungskunststoffen erheblich höhere Verlustraten. Aus diesem Grund wird für sie keine Empfehlung ausgesprochen.

Die Applikation von Fissurenversiegler sollte ausschließlich auf okklusalen Schmelzflächen erfolgen. Aufgrund der geringen Abrasionsfestigkeit eignen sie sich nicht als Füllungsmaterial. Aus diesem Grund werden bei einer erweiterten Fissurenversiegelung die Kavität mit Hybridkomposite als Füllungsmaterial und die nicht kariösen Fissuren mit einem kompatiblen Fissurenversiegler verschlossen (Hellwig et al., 2009c).

Die Schrumpfung des Materials stellt ein bleibendes Problem der adhäsiven Versiegelung dar (Kersten et al., 2001). In der Tiefe enger Fissuren übersteigen die Schrumpfkraft die Adhäsionskräfte und es kommt zur Ablösung des Materials – trotz ausgeprägter Kunststoffzapfenbildung im konditionierten Schmelz. Schrumpfungsfreie Materialien wären hier wünschenswert, sind aber nicht verfügbar (Kersten et al., 2001).

### 1.3.2 Grundlegende Komposition von Versiegler-Mixturen

Anhand der Patentschrift von DELTON® (Europäisches Patentamt, Publikationsnummer 0363903, 1990) soll an dieser Stelle auf die Grundrezeptur von Fissurenversiegler eingegangen werden. Folgende Komponenten sind enthalten:

- Monomer (Standard-Acrylate)
- modifizierte Acrylate
- Katalysatoren
- Füllkörper (NaFI)

Zu den häufig verwendeten Acrylaten gehört u. a. das Bis-GMA. Modifizierte Acrylate dienen der Intensivierung der Verbindung. Ein Beispiel hierfür ist das UDMA (Urethandimethacrylat), welches aus Bis-GMA und Isocyanat hergestellt wird (Abb.3).

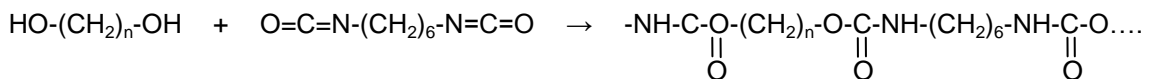


Abb.3: Chemische Darstellung der Reaktion zwischen einem zweiwertigen Alkohol (Diol) und Isocyanat zu UDMA.

Eine weitere Möglichkeit zusätzliche verknüpfbare Ansatzpunkte zu generieren, besteht darin eine Phosphat-Gruppe oder ein Dipentaerythritol (PENTA) hinzuzufügen. Ein Phosphor-Derivat wird als Adhäsions-Promoter in dieser Zusammenstellung genutzt. Unter PENTA versteht man ein Acrylat mit der Besonderheit, dass es mit Phosphorsäure modifiziert werden kann. Laut Herstellerangaben von DELTON® liegt darin ein Vorteil für die Haftung. Ein weiterer Vorzug von PENTA ist die erhöhte Anzahl von Verknüpfungsmöglichkeiten (Abb.4).

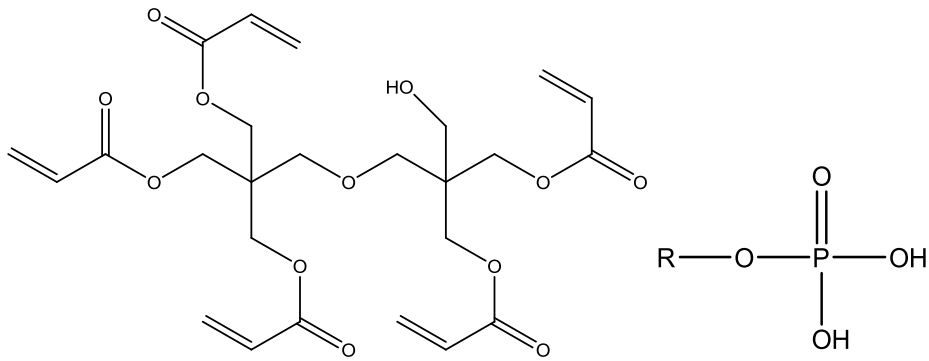


Abb.4: Chemische Darstellung von Dipentaerythritol (PENTA)

TEGDMA (Triethylen-glycol-dimethacrylat) kann als modifiziertes Acrylat ebenfalls Verwendung finden (Abb. 5).

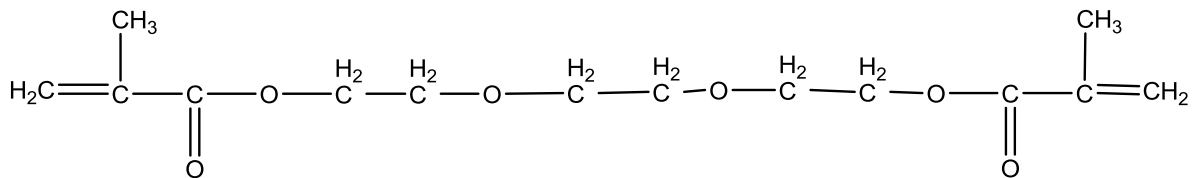


Abb. 5.: Chemische Darstellung von TEGDMA

Die Katalysatoren beinhalten die Starterfunktion durch Licht oder durch chemische Initialisierung. Ein Nachteil der durch Licht eingeleiteten Polymerisation ist die Notwendigkeit, einzelne dünne Schichten zu applizieren. Da es sich bei Fissurenversiegelungen um geringe Schichtstärken handelt, kann diese Forderung vernachlässigt werden. Außerdem sind Stabilisatoren enthalten, die die Oxidation mit Luftsauerstoff unterbinden. Die Füllkörper bestehen, wie bereits erwähnt, aus Silicium- und Titanoxid. Die Patentschrift weist daraufhin, dass diese silanisiert sind und dadurch eine verbesserte Haftungsfunktionalität aufweisen. Zusätze wie Natriumfluorid können ebenfalls beigemischt sein.

Den vorliegenden Informationen zufolge enthält Fissurit F® größtenteils Bis-GMA und UDMA als modifiziertes Acrylat. Die Hersteller von smartseal® & loc beschränken sich auf die Angabe von UDMA.

## 1.4 Vorbehandlungen der Schmelzoberflächen

### 1.4.1 Reinigung der Zahnoberfläche

Die Reinigung des zu versiegelnden Zahnes stellt einen routinemäßigen dentalen Prophylaxeschritt dar, bei dem organische und anorganische Auflagerungen entfernt werden. Hierfür werden flouridfreie, abrasive (Polier-)Pasten und Prophylaxebürsten oder Pulverstrahlgeräte (Air Polishing) empfohlen. Die effektive Entfernung des Biofilms ist für eine qualitativ vollständige Schmelzätzung entscheidend (Kolavic Gray et al., 2009, Eggertsson, 2013). Ist dies nicht gegeben, entsteht ein uneinheitliches Ätzmuster, welches zu Randspaltbildung führen kann (Tay et al., 2005). Mehrere Studien betonten die Unmöglichkeit der vollständigen Reinigung einer tiefen Fissur mit Hilfe einer Prophylaxebürste (Kandelman, 1983, Boyde, 1984, Chan et al., 1999, Botti et al., 2010). Aus diesem Grund verweisen sie auf den Einsatz der Pulverstrahl-Technik (Air Polishing), weil organische Auflagerungen sicher, schnell und effektiv von der Zahnoberfläche entfernt werden können. Vorteilhaft ist, dass durch Air Polishing freiliegender prismatischer Schmelz (hervorgerufen durch Erosion, Attrition, Frakturen) abgetragen und intakter Schmelz belassen wird. Gesunder Schmelz zeigt nach der Pulverstrahlbehandlung geringere bzw. dieselben Veränderungen der mikroskopischen Oberflächenstruktur wie bei der Anwendung von Polierpasten (Jost-Brinkmann, 1998). Desweiteren wird demineralisierter Schmelz im Bereich kariöser Läsionen entfernt (Boyde, 1984). Boyde konnte 1984 feststellen, dass white spots empfindlich auf Air Polishing reagieren (Boyde, 1984). Eine anschließende Fluoridapplikation führte zu einer guten Penetration. Jost-Brinkmann konnte 1998 zeigen, dass Fissurenversiegler (vor allem Glasionomere), denen eine Behandlung mit Air Polishing voran ging, mehr Fluoride abgaben.

An dieser Stelle sollte betont werden, dass es sich hierbei um die Reinigung okklusaler Zahnflächen handelt. Die Anwendung von Air Polishing im zervikalen Bereich sollte aufgrund der Gingiva-Reizung vermieden werden (Koch und Staehle, 1992, Kozlovsky et al., 2005). Der Pulverstrahl wirkt bei vorhandenen Rezessionen stark abrasiv auf Dentin und Wurzelzement (Jost-Brinkmann, 1998, Pikdoken und Ozcelik, 2006). Das Vorhandensein von Rezessionen im kindlichen Alter spielt eine untergeordnete Rolle.

Außerdem gibt es die Möglichkeit der Partikelstrahlreinigung mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (Air Abrasion), mit der Chan et al. (1999) gute Ergebnisse erzielten. Hierbei wird eine Art „Tiefenreinigung“ enger Fissuren durchgeführt, bei der die Schmelzoberfläche energetisch aufgeladen wird. Das derzeit verfügbare empirische Material zu Air



Polishing / Air Abrasion Anwendung ergibt (ungeachtet der klinischen Erfolgswerte in der Praxis) kein einheitliches Bild. Einerseits wurden verbesserte Verbundwerte bzw. ein reduziertes Mikroleakage angeführt (Scott und Greer, 1987, Sol et al., 2000, Mazzoleni et al., 2007, Agrawal und Shigli, 2012), andererseits zeigten Studien keine Verbesserung der Retentionsrate (Scott et al., 1988, Javadinejad et al., 2012). Mikroleakage wird definiert als ein „klinisch nicht wahrnehmbarer Fluss von Mikroorganismen, Flüssigkeiten oder Molekülen zwischen Zahn und Füllung“ (Kidd, 1976). Undichte Füllungsänder können zu Randverfärbungen und Sekundärkaries führen. Manhart veranschaulichte in seiner in-vitro Studie, dass der Einsatz der Partikelstrahlgeräte mit Orthophosphorsäure lediglich Werte im Bereich der alleinigen Anwendung der Säure-Ätz-Technik erzeugte (Manhart et al., 2004). Er betonte, dass die mechanische Reinigung mit Prophylaxebürste und Reinigungspaste sowie anschließender Säure-Ätz-Technik die beste Technik sei, um gute Retentionswerte bei Fissurenversiegelungen zu erzielen. Die wissenschaftliche Datenlage ist dazu widersprüchlich: Es liegen mikroskopische Aufnahmen vor, die die Unmöglichkeit der Fissurenreinigung mit einer Polierbürste belegen (Koch und Staehle, 1992). Jedoch brachte Manhardt (2004) mit diesem Vorgehen gute Retentionswerte hervor. Und auch die klinische Erfahrung zeigt, dass im darüber liegenden Bereich des Fissureneingangs dennoch ein dauerhafter und okklusal belastbarer Verbund zum Zahnschmelz erreicht werden kann (Swift, 1988). Bereits Boyde et al. (1984) stellte Air Polishing als eine Variante dar, um organische Auflagerungen sicher, schnell und effektiv von der Zahnoberfläche zu entfernen. Dabei ist zu beachten, dass Pulverreste bei einer späteren Säureexposition zu einer unerwünschten Blasenbildung führen können (Eggertsson, 2013). Deshalb muss nach der Pulverstrahlenanwendung eine sorgfältige Reinigung mit Wasserspray vorgenommen werden (Hellwig et al., 2013a).

#### 1.4.2 Schmelzkonditionierung

Die Notwendigkeit einer Schmelzkonditionierung begründet sich darin, dass Zahnhartsubstanzen keine chemische Verbindung mit Kompositmaterialien eingehen (Geurtsen, 1992, Hellwig et al., 2013b). Die Konditionierung in Form einer Säure-Ätz-Technik verfolgt das Ziel, dass sich die Kunststoffmaterialien dauerhaft mit dem Zahnschmelz verbinden. Würde man darauf verzichten, entstünde beim Aushärten aufgrund der Polymerisationsschrumpfung ein Volumenverlust (Frankenberger et al., 2008). Der hierdurch entstehende Randspalt führe schließlich zu (Sekundär-) Karies. Die Vorteile der Schmelzvorbereitung, die 1955 von Buonocore entwickelt wurde,

liegen in der verbesserten Benetzbarkeit, der Oberflächenvergrößerung und in der Entstehung eines Mikroretentionsreliefs (Gwinnett, 1981).

Für die Haftung einer Fissurenversiegelungsschicht am Zahnschmelz sind sowohl die mechanische als auch die chemische Haftung (Atombindung, Ionenbindung, van-der-Waals-Kräfte, Wasserstoffbrückenbindung) für die adhäsive Wechselwirkung zwischen Polymerschicht und Zahnoberfläche von Bedeutung (Bowen, 1980): Die adhäsive Haftung ist eine unspezifische Kombination von mechanischem und chemischem Verbund (Bowen, 1980). Der mechanische Verbund wird wesentlich durch die Mikroverankerungsstellen generiert, die durch eine spezielle Oberflächenbehandlung mittels Ätzung erzeugt werden können (Curiale et al., 1991). Das durch die Säure-Ätz-Technik hervorgerufene mikroretentive Relief ist für die Zapfenausbildung („tags“) wichtig. Diese „tags“ entstehen, indem das Kunststoffmonomer in die angelösten Mikrovertiefungen fließt und dort aushärtet (Manhart et al., 2004). Eine konditionierte Schmelzoberfläche bietet außerdem HO-C-Gruppen für die chemische Verbindung zum Kunststoff. Hinzu kommt die Wechselwirkung zwischen positiv geladenen Calciumatomen des Apatits und negativen Partialladungen der Sauerstoffatome des Acrylats (Abb. 6). Innerhalb des Polymers gibt es mehrere Sauerstoff-Positionen, die entweder zu einer Wasserstoff-Brücke oder zu einer Coulomb-Wechselwirkung mit den Calciumionen des Zahnschmelzes beitragen können.

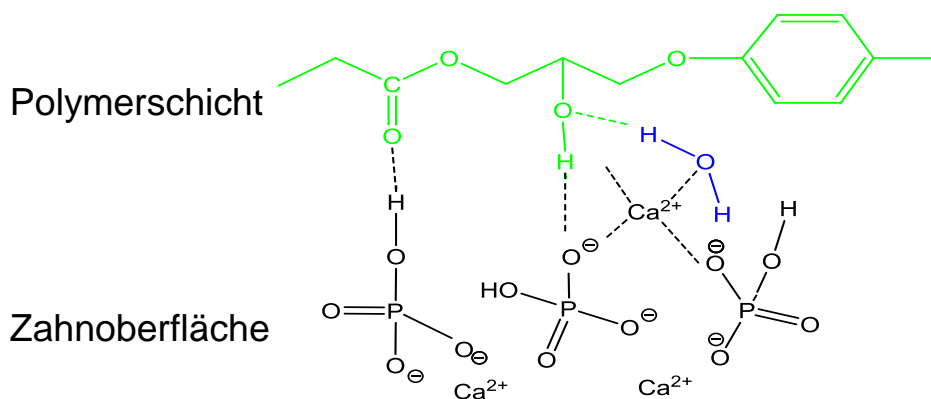


Abb. 6: Vereinfachte chemische Darstellung des Verbundes zwischen Zahnschmelz und Polymer

Die mikromechanische Verankerung wird durch Dekalzifikation mittels 30 - 40%iger Orthophosphorsäure erzeugt. Durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der Peripherie entsteht eine vergrößerte Oberfläche, die niedrigviskösen Kunststoffen das Einfließen ermöglicht (Pahlavan et al., 1976, Frankenberger, 2010). Durch ausreichende Penetration des niedrigviskösen

Fissurenversiegler und Polymerisation bilden sich retentive Kunststoff-„tags“ (Kunststoffzapfen), die den primären Verbindungsmechanismus darstellen (Manhart et al., 2004). Es entsteht eine mikromechanische Haftung aufgrund des spezifischen Fließverhaltens (rheologische und geometrische Effekte) und eine chemische Verbindung (Brockmann et al., 1989, Van Meerbeek et al., 2003).

Im klinischen Alltag ist die Verwendung von 37%iger Orthophosphorsäure für 15 - 30 Sekunden üblich (Sol et al., 2000, Frankenberger, 2010). In diesem Zeitintervall sind die Mikrozugfestigkeiten am höchsten und das Auftreten von Mikroleakage ist gering (Zhao et al., 2010). Bei prismaförmigem Schmelz von permanenten Zähnen (präventive Fissurenversiegelung) sollte die Ätzdauer auf 60 Sekunden ausgedehnt werden (Gwinnett und Matsui, 1967). Konzentrationsabweichungen sind möglich, weil Orthophosphorsäure zwischen 30 und 40 Gew.-% eine konstante Ätzwirkung aufweist (Geurtsen, 1992).

Sowohl Reste des Ätzmusters als auch damit produzierte mineralische Präzipitate (vor allem Kalziumphosphatsalze) können die umstrukturierte Oberfläche kontaminieren und damit die Haftung des Kunststoffs beeinträchtigen (Geurtsen, 1992). Den Abschluss des Konditionierens bildet deshalb das sorgfältige Säubern mit ölfreiem Wasserspray (Lutz, 1974). Manche Hersteller fordern eine anschließende sorgfältige Trocknung, bei der sich klinisch eine weiße opake Ätzzone zeigt.

Neben der chemischen Konditionierung mittels Orthophosphorsäure gibt es auch die Möglichkeit, die Schmelzoberfläche mit einem hartschmelzabtragenden Lasersystem oder einem kinetischen Präparationsverfahren (Air Abrasion) zu konditionieren. Kleine Aluminiumoxidpartikel treffen (bei Air Abrasion) mit einer hohen kinetischen Energie auf die Zahnoberfläche, wodurch es zu einem Abtrag kommt (Brunnert, 1993). Diese Form der (alleinigen) Schmelzvorbereitung ohne Säure-Ätz-Technik erzeugt aktuellen Studien zufolge keinen ausreichenden Verbund zwischen Schmelz und Fissurenversiegler-Kunststoff (Geitel et al., 2000, Manhart et al., 2004). In der wissenschaftlichen Literatur gibt es auch eine andere Sichtweise: Reisner stellte keine unterschiedlichen Rautiefen nach Säure-Ätz-Technik und Bearbeitung mittels KCP (Air Abrasion) oder rotierender Instrumente fest (Reisner et al., 1997). Doch die qualitative Beurteilung solcher Proben im REM ist kritisch zu werten, weil ein probenspezifischer Beobachtungswinkel, Helligkeit und Kontrasteinstellung variieren und somit exakte Aussagen erschweren (Geitel et al., 2000).

Bei der Laseranwendung werden oberflächliche irreguläre Schmelzschichten entfernt und die Oberfläche zerklüftet und aufgeraut (Becker, 1999). Der erste positive Eindruck wurde inzwischen relativiert, da selbst bei optimal eingestellter Pulsenergie immer noch schlechtere Retentionswerte zu beobachten waren als bei der Anwendung der herkömmlichen Säureätztechnik mit Phosphorsäure (Frentzen et al., 1994, Becker et al., 1996). Die konventionelle Ätzung mit Phosphorsäure zur Konditionierung der Fissuren vor dem Aufbringen des Versieglermaterials ist heute immer noch als Methode der Wahl anzusehen (Becker, 1999).

#### 1.4.3 Speichelkontamination

Durch eine adäquate Trockenlegung wird die Zahnoberfläche vor Blut und Speichel geschützt. Die Verwendung von Kofferdamm erfüllt diese Anforderung sicher und schafft eine gute Voraussetzung für eine lange Retentionsdauer (Ganß et al., 1999). Dabei handelt es sich um einen speziellen Spanngummi, der zur Abschirmung des zu behandelnden Zahnes vom restlichen Mundraum eingesetzt wird. Sollte noch kein Kofferdamm applizierbar sein, so ist dennoch eine Fissurenversiegelung unter relativer Trockenlegung indiziert, wobei unbedingt die Mithilfe einer Assistenz zur Sicherung der Watterollen über die 4-Hand-Technik erforderlich ist (Kandelman, 1983, Becker, 1999, Topaloglu Ak und Riza Alpoz, 2010). Die Applikation muss nach Herstellerangaben erfolgen. Diese gewünschten Vorgehensweisen können im zahnärztlichen Alltag nicht immer realisiert werden. Grund hierfür können geringe Compliance der jungen Patienten und die Versiegelung von frisch durchgebrochenen Molaren im kariesgefährdeten Gebiss sein. Der Kofferdamm und die Klammer können die Mundschleimhaut fernhalten. Dazu müsste der Patient anästhesiert werden. Jedoch ist dies bei einer Versiegelung nicht indiziert. Die Folge dieser inadäquaten Trockenlegung ist eine unzureichende Adhäsion des Versieglermaterials (Eggertsson, 2013).

#### 1.4.4 Applikation der Fissurenversiegelung

Eine korrekte Applikation beginnt an der Peripherie des Fissurenreliefs mit einem geeigneten Instrument, beispielsweise Kugelstopfer, Sonde oder Pinsel, das vorab in die Fissurenversiegelung eingetaucht wurde. Luftblasen, die durch Schütteln der Flasche und Auftragen des Versieglers mittels Pinsel entstehen, müssen vermieden werden, weil sie die Haftkraft reduzieren (Becker, 1999). Außerdem nennt Becker die

Nachteile der mitgelieferten Applikationskanülen. Einerseits können bei Druck auf die Versieglerflasche zahlreiche Luftblasen in das Versiegelungsmaterial eingebracht werden. Darüber hinaus ist eine Keimaspiration nicht sicher auszuschließen. Eine anschließende Okklusionskontrolle beugt überschüssigem Kunststoff und undichten Randbereichen vor. Eine zu starke mechanische Beanspruchung durch Okklusion und Artikulation kann zu einem Teilverlust einer Versiegelung führen (Eggertsson, 2013). Zum Abschluss der Behandlung sollte die Fissur / der Zahn mit einem Fluoridpräparat touchiert werden (Petschelt et al., 2008)

#### 1.4.5 Nachsorge

Es gibt die Möglichkeit, farbige oder opake Fissurenversiegler zu verwenden, damit die Nachsorge schnell und einfach durchgeführt werden kann. Stephen et al. stellten 1989 in seiner Studie in Schottland fest, dass bei 14 % der Probanden nach einem Jahr ein Verlust der Versiegelung auftrat, nach drei Jahren waren es bereits 26 % (Stephen et al., 1989). Da keine 100%ige Retention garantiert werden kann, ist auf das erhöhte Kariesrisiko beim eventuellen Verlust der Versiegelung hinzuweisen. (Mertz-Fairhurst et al., 1984). Dabei ist aber auch zu betonen ist, dass bei der Versiegelung von Karies nur ein minimales Risiko besteht. Im Falle eines Retentionsverlustes sind die Zähne keinem größeren Risiko ausgesetzt, als wenn sie nie versiegelt worden wären (Griffin et al., 2009). Empfehlenswert ist es, den Patienten sechs Monate nach erfolgter Versiegelung zur Nachkontrolle einzubestellen, um eventuelle Verluste auszugleichen bzw. um einen Totalverlust mit einer neuen Fissurenversiegelung zu ersetzen (Petschelt et al., 2008). Danach ist eine jährliche Kontrolle empfehlenswert (Eggertsson, 2013). Eine Versiegelung muss immer dann als insuffizient angesehen werden, wenn sich der adhäsive Verbund zwischen Versiegelungsmaterial und Zahnschmelz löst oder wenn sich Blasen mit Eröffnung der Fissurenfundus zeigen. Dies kann zum vollständigen oder teilweisen Retentionsverlust des Versiegelungsmaterial führen (Petschelt et al., 2008). In Kenntnis der biologischen Abbauprozesse in der Plaque muss auch bei Teilverlusten geringeren Umfangs langfristig mit einem erhöhtem Kariesrisiko an den betroffenen Zähnen gerechnet werden (Deery et al., 1997, Hellwig et al., 2009a).

Ripa (1993) nannte zwei entscheidende Kriterien für den Erfolg einer Fissurenversiegelung, d.h. für einen kariesprophylaktischen Effekt: Zum einen muss der Fissurenversiegler das Fissurenrelief vollständig und zum anderen randspaltfrei ausfüllen (Ripa, 1993). Nur solch ein Fissurenversiegler bringt gute Retentionswerte

hervor. Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die Zugfestigkeit von verschiedenen Faktoren abhängt: dem Demineralisationsgrad der Schmelzoberfläche, der mechanischen Reinigung, dem Vorhandensein von Speichel während der Applikation und der ausreichenden Penetration des Fissurenversieglers in den Schmelz, um die retentiven „tags“ zu bilden. Manhardt et al. (2004) zufolge beeinflussen drei Größen die Effektivität einer Fissurenversiegelung: marginale Mikroleakage, Scher- und Zugkräfte.

## **1.5 Modelle der experimentellen Karieserzeugung**

Es gibt verschiedene In-situ- und In-vitro-Methoden zur Erforschung der Karies und ihrer Einflussfaktoren. Ziel ist es, die natürliche Kariogenese unter wissenschaftlichen Bedingungen zu simulieren. Die meisten Verfahren beschränken sich auf die Anwendung am Zahnschmelz (Hellwig, 1988). Von Vorteil erweist sich die Möglichkeit, standardisierte und reproduzierbare Läsionen entstehen zu lassen, die die Einflussfaktoren der Kariesinitiation, -progression und -prävention darstellen (Tang et al., 2003). Die hierzu entwickelten Modelle wurden von Hellwig (1988) in vier Klassen eingeteilt: bakteriell-chemische Modelle, chemische Modelle, In-situ-Modelle und In-vivo-Modelle. Die Gemeinsamkeit aller vier Verfahren liegt darin, dass die Läsionen durch Demineralisation in einem sauren Milieu erzeugt werden.

### **1.5.1 Bakteriell-chemische Modelle**

Bereits 1889 arbeitete W. D. Miller an der bakteriell-chemischen Kariesinitiation. Er verwendete einen „Kaubrei“, der sich aus Mikroorganismen, menschlichen Speichel und Kohlenhydraten zusammensetzte (Jordan und Keyes, 1966, Klimm, 1997a). Mittlerweile wurde diese Methode modifiziert: die Proben werden zuerst sterilisiert und nachfolgend mit Bakterienstämmen beimpft. Das zu untersuchende Material wird in einem künstlichen Mund bei 37°C inkubiert (Tang et al., 2003). Hierbei bedient man sich verschiedener Suspensionen mit kariogenen Mikroorganismen (*Streptococcus mutans*, *Lactobacillus casei* und *Actinomyces viscosus*) und Kohlenhydraten (Pigman et al., 1957). Dabei kann der kariogene Effekt einzelner Mikroorganismen untersucht werden. Als Grundlage für die Bakterien wird künstlicher Speichel, Saccharose (Fontana et al., 1996) oder Glucose (Seemann et al., 2005) verwendet. Durch die bakteriellen Modelle wird das künstliche Mundhöhlenmilieu nachgeahmt, um die orale Plaque und deren Einfluss auf die Entwicklung der dentalen Karies untersuchen zu

können (Fontana et al., 1996). Das bakterielle Plaquewachstum wird durch den Kohlenhydrat-Metabolismus der Bakterien gewährleistet. Sie bilden als Stoffwechselnebenprodukt organische Säuren, die einen pH-Wert-Abfall hervorrufen und somit eine Demineralisation der Zahnhartsubstanz erzeugen (Lehmann und Hellwig, 2005b). Neben der Säurebildung, die für die Ätiologie der Karies eine dominierende Rolle spielt, ist auch ein enzymatischer Abbau der Proteine und anderer organischer Bestandteile von Schmelz und Dentin für die Kariogenese von Bedeutung (Shellis, 2013). Die von den Mikroorganismen produzierten Proteasen, Kollagenasen, Peptidasen können das Schmelzprotein und Kollagen der entmineralisierten Grundsubstanz des Zahnes angreifen (Buddecke, 1981, Shellis, 2013). Dies hat zur Folge, dass die Kollagenstruktur des Dentins im Wesentlichen durch die proteolytische Wirkung der Kollagenasen angegriffen wird. Auf diesen Erkenntnissen basieren die proteolytischen Kariestheorien. Diese Experimente sind mit einem hohen technischen und zeitlichen Aufwand verbunden.

#### 1.5.2 Chemische Modelle

Die chemischen Demineralisationsmodelle stellen eine Vereinfachung der künstlichen Demineralisation an Zahnhartsubstanzen dar. Hierbei wird ein makromolekularer Träger wie Hydroxyethylcellulose oder Carboxymethylcellulose (Shellis, 1984a, van der Reijden et al., 1997), Gelatinelösung (Silverstone, 1968) oder wässrige Kalzium-Phosphat-Lösung (Kawasaki und Featherstone, 1997) verwendet. Diese Trägermedien werden in einen angesäuerten Puffer in Form von organischen Säuren wie z.B. Milchsäure (Silverstone, 1968) auf einen pH-Wert zwischen 3,5 bis 5,5 (Silverstone, 1968, ten Cate und Duijsters, 1982, van der Reijden et al., 1997) eingestellt. Die Verwendung von Hydroxyethylcellulose in Kombination mit Milchsäure wird mittlerweile häufig eingesetzt, weil dieses System Läsionen hervorbringt, die den natürlichen Schmelzläsionen annähernd ähnlich sind (Schmidt et al., 1994, Debbrecht und Geurtsen, 1996, Hahn et al., 1999). Wichtig ist, dass während der Versuchsdauer die Proben einen ausreichenden Abstand voneinander aufweisen. Dieser Abstand minimiert die gegenseitige Beeinflussung der Proben durch Akkumulation von Ionen, die aus der Zahnhartsubstanz diffundieren (Fiedler, 2009). Ein Vorteil der chemischen Modelle liegt darin, dass sich der zeitliche Faktor auf wenigen Stunden bis hin zu einigen Wochen (Silverstone, 1968, Grieve und Jones, 1980) reduzieren lässt und eine gute Reproduzierbarkeit vorliegt. Die folgende Abbildung demonstriert in vereinfachter Darstellung die chemische Reaktion während einer Demineralisation am Zahn (Abb. 7).

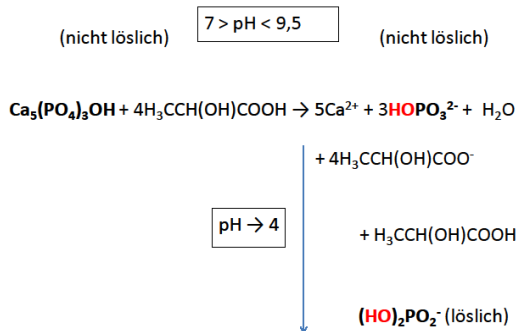


Abb.7: Chemische Darstellung der Demineralisation durch Milchsäure von Calciumhydrogenphosphat (Zahnschmelz)

Die künstlich erzeugten Demineralisationen können im Polarisationsmikroskop leicht erkannt und analysiert werden. Die Einteilung von natürlichen kariösen Veränderungen in transluzente Zone, dunkle Zone, Läsionskörper und pseudointakte Oberfläche trifft auch für die künstlich erzeugte Karies zu (Silverstone et al., 1981). Weitere Vorteile liegen darin, dass die rein chemischen Modelle einen geringen organisatorischen und finanziellen Aufwand erzeugen und die experimentelle Umgebung einfach überprüft werden kann. Da es sich bei den hergestellten Demineralisationen nur um Lösungsvorgänge handelt, kann die Kollagendestruktion, die in vivo oder Bakterienmodelle erzeugen, nicht untersucht werden (Schiffner U, 1995).

### 1.5.3 In-situ-Modelle

Bei In-situ-Experimenten erhalten die Probanden Schmelz- oder Dentinproben eingearbeitet in Kunststoffschienen oder Prothesen, die über einen bestimmten Zeitraum getragen werden müssen (Meyerowitz et al., 1991, Jansma et al., 1993, Kielbassa et al., 2000). Es entstehen beinahe natürliche Läsionen, die sich unter dem Einfluss der physiologischen Mundhöhlenflora entwickeln. Die sich anschließende mikroskopische Betrachtung wertet die erzeugten Demineralisationstiefen aus (Kielbassa et al., 2000). Nachteile dieses Vorgehens sind die Abhängigkeit von der Patientencompliance, die lange Versuchsdauer und die eingeschränkte Reproduzierbarkeit aufgrund individueller Unterschiede.



#### 1.5.4 In-vivo-Modelle

Diese Art der Karieserzeugung sollte aus ethischen Gründen nur an humanen Zähnen durchgeführt werden, die z. B. aus kieferorthopädischen Gründen zur Extraktion vorgesehen sind. Die Zähne der Probanden werden mit Metallbändern versehen, die einen schmalen Spalt als Retentionsnische freilassen. Durch die fehlende Reinigung und Remineralisation führt die sich in dem Spalt ausbildende Plaque innerhalb kurzer Zeit zu ausgeprägten Demineralisationen (Ogaard et al., 1986). Vorteil ist die Ausbildung der Karies in einem physiologischen oralen Milieu. Ebenso wie bei In-situ-Modellen ist die Reproduzierbarkeit eingeschränkt, da die Mundhöhle als komplexes Ökosystem mit einer Vielzahl unterschiedlicher Mikroorganismen äußeren Einflüssen wie Krankheitsprozessen oder Ernährungsgewohnheiten unterliegt. Tierversuche gehören ebenfalls in diese Gruppe der Karieserzeugung. Als Pioniere der tierexperimentellen Kariesforschung gelten Orland und seine Mitarbeiter, sie konnten an gnotobiotischen Ratten zeigen, dass eine Reihe mikrobieller Kulturen imstande sind, Karies auszulösen (Orland et al., 1954).

## 2 Zielstellung

Zielstellung dieser In-vitro-Studie war es, den Einfluss von zwei Reinigungsarten auf die Mikrozugfestigkeit von verschiedenen Fissurenversiegeln auf humanen kariesfreien, auf speichelkontaminierten und auf demineralisierten Schmelzarealen zu untersuchen. Zum einen erfolgte die Reinigung mit Bürsten und fluoridfreier Paste, zum anderen mit der Pulverstrahl-Behandlung. Da die Speichelkontamination eine oftmals auftretende Komplikation darstellt und für den Erfolg der Fissurenversiegelung maßgebend ist, wurde die Situation experimentell simuliert. Zu versiegelnde Schmelzflächen bergen außerdem einen weiteren Risikofaktor in sich: demineralisierte Schmelzareale. Daher wurde eine Demineralisation der Schmelzproben künstlich initiiert.

Dabei sollten folgende Fragen geklärt werden:

- Gibt es Veränderungen der Zugfestigkeit in Abhängigkeit vom Reinigungsverfahren (Klint / Air Polishing)?
- Führt eine Speichelkontamination vor Versieglerapplikation zu einer veränderten Mikrozugfestigkeit der Fissurenversiegler?
- Treten Veränderungen der Zugfestigkeit bei demineralisierten Schmelzarealen auf?
- Gibt es einen Unterschied zwischen den lichthärtenden Fissurenversiegeln auf Kompositbasis (Fissurit® / smartseal® & loc) und dem chemisch härtenden System von DELTON®?
- Sind die Ergebnisse auf den klinischen Alltag übertragbar?

### **3 Material und Methode**

#### **3.1 Material**

##### **3.1.1 Zähne**

Die Untersuchung wurde mit 180 menschlichen retinierten Molaren durchgeführt. Die Zähne zeigten weder Verfärbungen noch makroskopisch sichtbare Extraktionsspuren oder Initiailläsionen. Vom Zeitpunkt der Extraktion bis zur Versuchsdurchführung erfolgte die Lagerung der Zähne in physiologischer Kochsalzlösung.

##### **3.1.2 Demineralisationslösung**

Zur Herstellung der Hydroxyethylcellulose/HEC wurden zunächst Milchsäure (0,1 mol/l) und Natronlauge (0,1 mol/l) gegeneinander auf einen pH-Wert von 4,5 titriert. Anschließend wurden 6 Gew.-% Hydroxyethylcellulose zugegeben. Um die Einstellung eines Dissoziationsgleichgewichtes zu vermeiden, wurden die Gefäße mit den Proben täglich um 180° gewendet. Dies bewirkte eine wiederholte Durchmischung. Nach Abschluss der Demineralisation wurden die Proben unter fließendem Wasser mit einem Tuch gereinigt und erneut in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

##### **3.1.3 Künstlicher Speichel**

Um verhältnismäßig praxisnahe Versuchsbedingungen zu schaffen, wurde ein Teil der Proben vor der Applikation des Fissurenversieglers mit künstlichem Speichel benetzt. Bereits 1963 entwickelten Fusayama et al. (1963) einen künstlichen Speichel, der dem physiologischen Speichel beinahe entspricht. Ein Liter der verwendeten Lösung enthält in gereinigtem Wasser laut DAB folgende Bestandteile (Fusayama et al., 1963).

Tabelle 1: Zusammensetzung von 1,0 l Fusayama-Speichel

Bestandteile	Menge in g
Mucin	4,0
Harnstoff	1,0
Calciumchlorid	0,6
Dinatriumhydrogenphospha	0,6
Kaliumchlorid	0,4
Natriumchlorid	0,4
Natriumsulfid	0,0016
Magnesiumpyrophosphat	0,0016

Gemäß dieser Vorschrift stellte die Apotheke des Universitätsklinikums Halle (Saale) den Speichelerersatz her. Aufgrund seiner begrenzten Haltbarkeit wurde der Speichel im Kühlschrank bei 4 - 6 °C aufbewahrt. Die Speichelapplikation erfolgte bei Zimmertemperatur.

#### 3.1.4 Pulverstrahltechnik

Die Hälfte der Proben, die dem Reinigungsschritt mit einem Pulverstrahlgerät (Prophylex3 2018, KaVo, Biberach, D) unterzogen werden sollten, wurde sandgestrahlt. Hierbei kam ein druckluftbetriebenes Gemisch aus Wasser und Natriumbikarbonat (Prophypearls, KaVo, Biberach, D) zur Verwendung.

#### 3.1.5 Fissurenversiegler

**Fissurit F<sup>®</sup>** (Firma Voco, Cuxhaven, D; weiß) gehört zur Klasse der lichthärtenden Fissurenversiegler auf Kompositbasis mit ausgeprägter Fließfähigkeit und ist in der Lage Fluoride abzugeben. Die Zusammensetzung nach Herstellerangaben lautet:

Bis-GMA	25 - 50 %
HEDMA	10 - 25 %
UDMA	10 - 25 %
Natriumfluorid	2,5 - 5 %
Benzotriazolderivat	< 2,5 %
Katalysator	< 2,5 %

Die Applikation erfolgte über die Säure-Ätz-Technik mit Vocacid (37%ige Phosphorsäure).



Abb.8.: Fissurit F<sup>®</sup>

**smartseal<sup>®</sup> & loc** (Firma Detax, Ettlingen, D, transparent) ist ebenfalls ein lichthärtendes Komposit. Der Schmelz wird mittels Hersteller eigener 37%iger Phosphorsäure namens „smartseal etch“ vorbehandelt. Das Komposit besteht hauptsächlich aus Urethandimethacrylat (UDMA).



Abb. 9.: smartseal<sup>®</sup> & loc

**DELTON<sup>®</sup>** (Firma Dentsply, Konstanz, D, opak) ist ein chemisch härtendes Fissurenversiegler auf Kompositbasis mit 38 % Füllstoffgehalt. Es setzt sich aus einer Katalysatorflüssigkeit und einer Universalflüssigkeit zusammen. Die beiliegende Ätzflüssigkeit Etchant besteht aus einer 35%igen Phosphorsäure.

Zusammensetzung:

A Katalysatorflüssigkeit:	Dimethylacrylat-Monomer Benzoylperoxid Butylhydroxytoluol
B Universalflüssigkeit:	Bimethylacrylat-Monomer Butylhydroxytoluol Dimethylanilin Silikondioxid Titandioxid Annato



Abb.10.: DELTON®

Alle drei verwendeten Fissurenversiegler wurden mit einem Licht der Wellenlänge 300 - 500 nm auspolymerisiert, es handelt sich hierbei um eine Blaulichtlampe von Optilux mit einer Leistung von 650 mW/mm<sup>2</sup>.

### 3.1.6 Zusätzliche Materialien

Tab 2: Gebrauchsmaterialien

Name	Hersteller	Ort/Land	Verwendung
Vococid	Voco	Cuxhaven/D	Ätzel
smartseal etch	DETAX	Ettlingen/D	Ätzel
Etchant	Dentsply	Konstanz/D	Ätzel
Technovit 4071	Heraeus Kulzer	Hanau/D	Einbettmasse
Putty-Masse	3M ESPE	Neuss/D	Silikonmasse
Schleifpapier #220	Struers	Willich/D	Schleifpapier

Tab 3: Geräte

Name	Hersteller	Ort	Land
Zwick-Maschine Z005	Roell	Ulm	D
Polymerisationslampe	Kerr	Rastatt	D
Optilux			
Schleifmaschine Roto Pol-35	Struers	Willich	D
KaVo-Einheiten	KaVo	Biberach	D
Grüner Diamant	Gebr. Brasseler GmbH & Co.KG	Lemgo	D
Plugger	VDW	München	D

### 3.2 Methodik

#### 3.2.1 Herstellung der Schmelzproben

Für die Zugversuche kamen 2 mm dicke Schmelzproben zum Einsatz, die aus 180 retinierten kariesfreien, menschlichen Molaren gefertigt wurden. Diese wurden vom Zeitpunkt der Extraktion bis zur Versuchsdurchführung in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Die Präparation der Proben erfolgte mittels einer Trennscheibe (Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co.KG, D) unter permanenter Wasserkühlung (50 ml/min). Mit dieser Trennscheibe wurde der erste Schnitt stets von okklusal-zentral nach medial (1) und schließlich von lateral Richtung Pulpa geführt (2), siehe Abb. 10. Mit einem grünen Diamanten wurden die Schmelzkörper so bearbeitet, dass die okklusalen Höckerabhänge nach oben ausgerichtet werden konnten (3). Die Prüfkörper stammen aus dem Fissurenrelief. Anschließend wurden die Schmelzproben mit Hilfe des Kunststoffes Technovit (Heraeus Kulzer, D) in zuvor hergestellten Silikonträgern (Putty-Masse, EM ESPE, D) fixiert. Um eine plane Probe zu gewährleisten, wurde das Versuchsobjekt nur oberflächlich an der Schleifmaschine Roto Pol-35 (Struers, D) mit einer Körnung von #220 bearbeitet. Somit konnten aus den insgesamt 180 Molaren 270 Prüfkörper generiert werden.

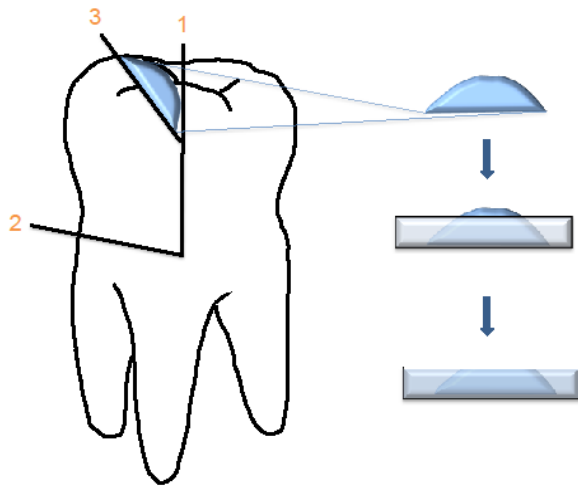


Abb.11: Probenherstellung

### 3.2.2 Demineralisation der Schmelzproben

Die 270 Prüfkörper wurden randomisiert in drei Hauptgruppen eingeteilt: je 90 Proben wurde mit einem der o.g. Fissurenversiegler getestet. Insgesamt wurden 90 Proben für einen Zeitraum von 14 Tagen mittels angesäuerter Hydroxyethylcellulose (HEC) demineralisiert. Dieser Vorgang fand bei einem pH-Wert von 4,5 in einem Brutschrank (cultura vivadent) bei 37°C statt. Nach dem Demineralisieren wurden die humanen Schmelzproben mit Wasser gereinigt und wieder in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

### 3.2.3 Versuchsaufbau

Für die Messung der Mikrozugfestigkeit wurde eine Universaltestmaschine (Universalprüfmaschine Z005, Roell, D) verwendet. Die Schmelzprobe wurde mittig auf die Auflagefläche des zylindrischen Unterbaus positioniert und mit einer Kontermutter fixiert. Es erfolgte das Aufsetzen einer Stahlhülse mit einem kreisrunden Innendurchmesser von 1 mm auf den Unterbau. Somit entsteht eine Kontakt- und Klebefläche zwischen Schmelz und Fissurenversiegler von  $0,79 \text{ mm}^2$ . Über diese kreisrunde Bohrung wurde der Fissurenversiegler mit Hilfe eines Pluggers, einem speziellen Platzierinstrument, auf den Schmelzkörper appliziert und mit Hilfe der Polymerisationslampe Optilux (Kerr, D) auspolymerisiert. Der Unterbau samt



Stahlhülse wurde in die Zugmaschine eingeschraubt. Die Hülse ist im oberen Teil über einen Metallstab und einen Schäkkel mit dem Kraftsensor der Maschine verbunden.

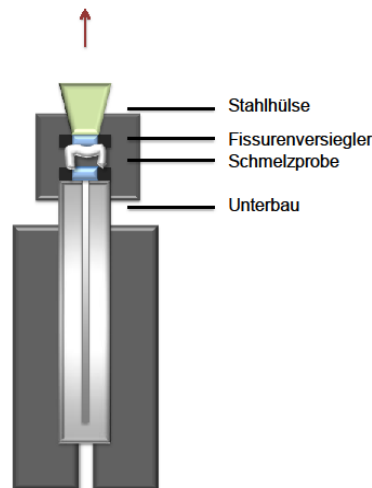


Abb.11: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung

### 3.2.4 Versuchsablauf

Zu Beginn wurden die Schmelzproben aus der physiologischen Kochsalzlösung entfernt und mit ölfreier Luft getrocknet. Bei der experimentellen Applikation der Fissurenversiegelung wurde der klinische Ablauf simuliert. Bei der Hälfte der Proben wurden die Schmelzflächen mittels Prophylaxebürstchen und einer fluoridfreien Polierpaste namens Klint für 10 Sekunden gereinigt. Die verbliebenen Proben wurden für 5 - 10 Sekunden einer Pulverstrahlanwendung (KaVo, Biberach, D) unterzogen. Alle Proben wurden anschließend mit Wasser gereinigt und mit ölfreier Luft getrocknet. Die Konditionierungen erfolgten mit den jeweils mitgelieferten Ätzgelen nach Herstellerangaben. Anschließend wurden die Schmelzproben mit Wasser abgespült und mit unterschiedlicher Intensität getrocknet. Da die Speichelkontamination ein Risikofaktor bei der Fissurenversiegelung ist und häufig auftritt, wurden je 30 gereinigte und geätzte Schmelzflächen pro Fissurenversiegler für 5 Sekunden mit Fusayama-Speichel benetzt und anschließend getrocknet. Zu Beginn eines jeden Zugversuches wurde ein Abdichtungsring auf die obere Öffnung des Unterteils platziert und darauf mittig die vorbehandelte Schmelzprobe in Position gebracht. Nachdem die Kontermutter zur Fixierung der Probe verschraubt wurde, folgte das Aufsetzen der Metallhülse, die der Aufnahme des Fissurenversieglers diente.

### 3.2.5 Verarbeitung der Fissurenversiegelungen

Die Proben wurden randomisiert mit jeweils einem der drei Fissurenversiegelungssysteme (Fissurit F<sup>®</sup>, smartseal<sup>®</sup> & loc, DELTON<sup>®</sup>) kombiniert. Innerhalb einer Gruppe gab es verschiedene Kombinationen aus demineralisierten Proben, Pulverstrahl behandelte und Speichel kontaminierte Proben. Die erste Versuchsreihe jeder Gruppe stellt die Kontrollgruppe dar. Folgende 18 Versuchsgruppen leiten sich hieraus ab:

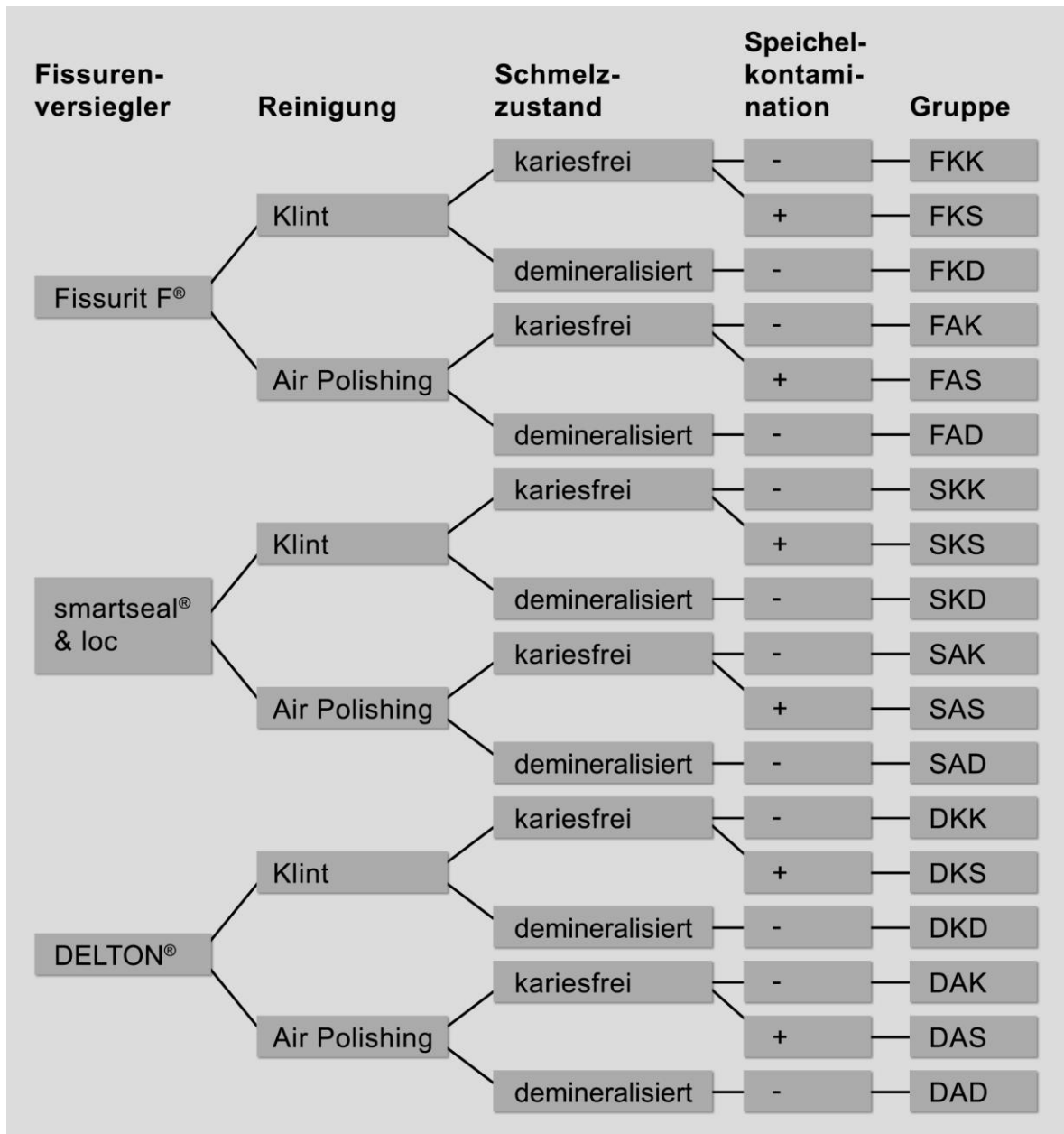


Abb.12: Versuchsgruppen-Einteilung

Tab.4: Gruppe F (Fissurit F<sup>®</sup>)

	Vorbehandlung	Zahnsubstanz.	Kontamination	FV	Anzahl
FKK	Klint	Kariesfrei	-	Fissurit F <sup>®</sup>	15
FKD	Klint	demineralisiert	-	Fissurit F <sup>®</sup>	15
FKS	Klint	Kariesfrei	Speichel	Fissurit F <sup>®</sup>	15
FAK	Pulverstrahl (Air Polishing)	Kariesfrei	-	Fissurit F <sup>®</sup>	15
FAD	Pulverstrahl (Air Polishing)	demineralisiert	-	Fissurit F <sup>®</sup>	15
FAS	Pulverstrahl (Air Polishing)	Kariesfrei	Speichel	Fissurit F <sup>®</sup>	15

Tab.5: Gruppe S (smartseal<sup>®</sup>&loc)

	Vorbehandlung	Zahnsubstanz	Kontamination	FV	Anzahl
SKK	Klint	Kariesfrei	-	smartseal <sup>®</sup> &loc	15
SKD	Klint	demineralisiert	-	smartseal <sup>®</sup> &loc	15
SKS	Klint	Kariesfrei	Speichel	smartseal <sup>®</sup> &loc	15
SAK	Pulverstrahl (Air Polishing)	Kariesfrei	-	smartseal <sup>®</sup> &loc	15
SAD	Pulverstrahl (Air Polishing)	demineralisiert	-	smartseal <sup>®</sup> &loc	15
SAS	Pulverstrahl (Air Polishing)	Kariesfrei	Speichel	smartseal <sup>®</sup> &loc	15

Tab.6: Gruppe D (DELTON<sup>®</sup>)

	Vorbehandlung	Zahnsubstanz	Kontamination	FV	Anzahl
DKK	Klint	kariesfrei	-	DELTON <sup>®</sup>	15
DKD	Klint	demineralisiert	-	DELTON <sup>®</sup>	15
DKS	Klint	kariesfrei	Speichel	DELTON <sup>®</sup>	15
DAK	Pulverstrahl (Air Polishing)	kariesfrei	-	DELTON <sup>®</sup>	15
DAD	Pulverstrahl (Air Polishing)	demineralisiert	-	DELTON <sup>®</sup>	15
DAS	Pulverstrahl (Air Polishing)	kariesfrei	Speichel	DELTON <sup>®</sup>	15



Abb. 13: Universalprüfmaschine Z005

Im Anschluss an die Vorbehandlung der Proben durch Klint oder durch das Pulverstrahlgerät wurde das Ätzelgel Vococid für den Fissurenversiegler Fissurit F<sup>®</sup> laut Herstellerangaben für 20 Sekunden aufgebracht. Danach wurde gründlich mit Wasser gesprüht und mit ölfreier Luft getrocknet. Bei den Durchläufen der Proben FAK, FAS kam es zu einer simulierten Speichelkontamination. Daraufhin wurden die Proben mit ölfreier Luft getrocknet. Die Applikation von Fissurit F<sup>®</sup> wurde mittels eines Spezialinstruments (Plugger ISO-Größe 40, VDW, D) durchgeführt. Die Polymerisationszeit betrug 30 Sekunden. Bei allen Versuchen wurden lediglich kleine Materialmengen verwendet und auf Blasenfreiheit geachtet. Nach der Applikation erfolgte die Polymerisation mit einer dentalen Blaulichtlampe Optilux (Kerr, Rastatt, D) bei konstant 650 mW/mm<sup>2</sup>. Der Fissurenversiegler verband über die Applikationshülse eine genau definierte Fläche von 0,79 mm<sup>2</sup> mit der Abzugsvorrichtung. Die Hülse war im oberen Teil über einen Metallstab und einen Schekel an der Zugmaschine befestigt.

Im Falle von smartseal<sup>®</sup> & loc wurden die Prüfkörper mit smartseal<sup>®</sup> etch konditioniert. Die Einwirkzeit betrug 20 Sekunden, ebenso wie die anschließende Spülzeit mit Wasser. Weil die Schmelzfläche feucht bleiben sollte, wurde lediglich eine relative Trocknung durchgeführt. Bei den Proben SAK und SAS wurde vorübergehend Speichel aufgetragen und anschließend im geforderten Maß getrocknet. Nach dem Aufbringen von smartseal<sup>®</sup> & loc mit Hilfe geeigneter Instrumente wurde die vom Hersteller verlangte Einwirkzeit von 20 Sekunden eingehalten. Die Polymerisationszeit betrug 20 Sekunden.

Die Schmelzproben der DELTON®-Gruppe unterlagen ebenfalls einer Vorbehandlung durch Klint oder einem Pulverstrahlgerät. Anschließend wurde die Ätzflüssigkeit Etchant® aufgetragen und für 40 Sekunden belassen. Die Proben wurden für 30 Sekunden mit Wasser gespült und danach getrocknet. Die Versuchsreihen DAK und DAS wurden kurz mit Speichel in Kontakt gebracht und erneut getrocknet. Die applizierte Fissurenversiegler-Mischung, bestehend aus gleichen Teilen A und B, härtete innerhalb von 60 - 90 Sekunden aus.

### **3.4 Analyse**

Die Untersuchungen wurden mit einer Zwick Universalprüfmaschine, Typ Z005 (Fa. Zwick Roell, Ulm, D) durchgeführt. Für die Steuerung der Prüfmaschine und die graphische Darstellung der Kraft-Zeit-Diagramme wurde das Computerprogramm „texpert 7.0“ genutzt. Folgende Standardparameter waren von Beginn an fest eingestellt:

- Anzahl der Zyklen: 1
- Querhauptgeschwindigkeit: 1 mm/min
- oberer Kraftskalenwert: 1000N
- keine Vorkraft

Die Vorspannung der Zugmaschine erfolgte durch eine integrierte Handsteuerung. Die Versuchsreihe wurde mittels Software eingeleitet und endete, wenn sich oberer und unterer Teil des Versuchsaufbaus voneinander lösten. Während des Zugversuches wurde die maximal gehaltene Kraft zwischen Schmelz und Fissurenversiegler ermittelt. Die Formel  $Z = F / A$  ( $Z$  = Zugfestigkeit in MPa,  $F$  = maximal gehaltene Kraft in N,  $A$  = Fläche in mm<sup>2</sup>) ist Grundlage für die Berechnung der Zugfestigkeit. Der Verlauf dieser Kraftübertragung wurde im Kraft-Zeit-Diagramm graphisch dargestellt. Für alle Versuchsreihen wurden die Mittelwerte, Medianwerte und Standardabweichungen bestimmt.

### **3.5 Statistik**

Mit dem Statistikprogramm SPSS 18.0 wurden die Auswertung der ermittelten Daten und die Berechnungen durchgeführt. Mit Microsoft Office Excel wurden die Daten graphisch dargestellt.

Um die einzelnen Versuchsgruppen untereinander zu vergleichen, wurde die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) verwendet. Die einzelnen Gruppen wurden mit Hilfe des Tukey's Test mit einem Signifikanzlevel von 5 % gegenübergestellt. Bonferroni-Holm wurde für die korrigierte Statistik der paarweisen Vergleiche genutzt. Um die Versuchsergebnisse widerstandsfähiger gegen Messfehler darstellen zu können, wurde bei der Ergebnisdarstellung zusätzlich der Medianwert angeführt.

## 4 Ergebnisse

Bei allen untersuchten Proben konnte eine Mikrozugfestigkeit am Schmelz ermittelt werden. Zu den untersuchten Fissurenversiegeln gehören: DELTON<sup>®</sup>, Fissurit F<sup>®</sup> und smartseal<sup>®</sup> & loc. DELTON<sup>®</sup> wies auf kariesfreien, mit Klint gereinigten Schmelzproben (DKK) die höchste Zugfestigkeit auf. Der niedrigste Wert wurde bei smartseal<sup>®</sup> & loc auf demineralisierten, mit Klint vorbehandelten Schmelzkörpern (SKD) gemessen. Die unbehandelten Kontrollgruppen (FKK, SKK, DKK) zeigen die höchsten Werte.

In Tabelle 7 sind alle Messergebnisse übersichtlich dargestellt. Darüber hinaus werden Mittelwert, Standardabweichung, Medianwert, Minimum und Maximum jeweils in MPa angegeben.

Tab. 7: Ergebnisse (in MPa)

<b>Gruppe</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>Standard- Abweichung</b>	<b>Median</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>
<b>FKK</b>	18,14	4,34	17,09	12,85	27,29
<b>FKD</b>	9,59	3,18	9,77	2,95	16,28
<b>FKS</b>	11,47	4,5	10,47	6,11	21,44
<b>FAK</b>	16,05	3,61	15,27	11,68	23,45
<b>FAD</b>	15,16	4,64	17,39	6,59	20,34
<b>FAS</b>	13,14	2,85	13,33	8,48	16,96
<b>SKK</b>	16,27	2,37	16,56	12,37	20,54
<b>SKD</b>	8,61	5,09	6,59	3,03	19,6
<b>SKS</b>	9,32	1,54	8,76	6,76	12,05
<b>SAK</b>	16,2	3,56	15,65	10,24	22,02
<b>SAD</b>	13,65	3,79	13,75	6,56	21,06
<b>SAS</b>	14,31	2,4	14,22	9,28	18,14
<b>DKK</b>	25,77	9,62	23,85	10,00	40,79
<b>DKD</b>	20,94	8,09	19,35	7,82	33,3
<b>DKS</b>	21,07	5,91	20,87	11,45	29,98
<b>DAK</b>	22,37	6,76	21,9	12,21	32,54
<b>DAD</b>	20,33	6,03	20,45	10,61	33,34
<b>DAS</b>	18,36	6,18	16,78	9,21	31,38

Das nachfolgende Diagramm veranschaulicht die ermittelten Werte.

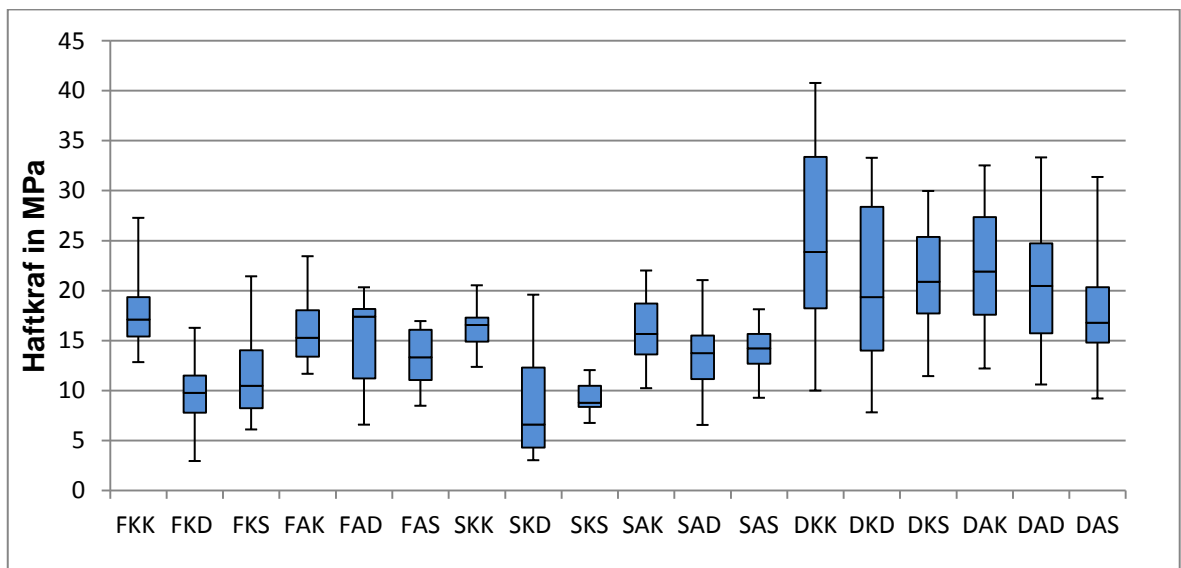


Abb.14: Graphische Darstellung der Messergebnisse in MPa

Die Mikrozugfestigkeit am Zahnschmelz wurde bei allen verwendeten Kombinationen gemessen. Die höchste Zugfestigkeit zeigte DELTON® auf kariesfreien Schmelzproben, die mit Klint gereinigt worden sind (DKK). Der Wert betrug 25,77 MPa ( $\pm 9,62$  MPa). Der niedrigste Wert wurde bei smartseal® & loc auf demineralisierten Schmelzkörpern gemessen, die mit Klint vorbehandelt wurden (SKD): 16,27 MPa ( $\pm 2,37$  MPa). Auch bei den Kontrollgruppen wurde die Zugfestigkeit gemessen, allerdings ohne vorher Air Polishing, Speichel oder eine Demineralisationslösung anzuwenden. Die mittleren Messwerte variierten von 16,27 MPa ( $\pm 2,37$  MPa) bei smartseal® & loc bis 25,77 MPa ( $\pm 9,62$  MPa) bei DELTON®. Fissurit F® befand sich im Mittelfeld mit 18,14 MPa ( $\pm 4,34$  MPa).

Der Einfachvergleich der Fissurenversiegler DELTON®, Fissurit F® und smartseal® & loc zeigt: Sowohl bei den kariesfreien und demineralisierten als auch bei den speichelkontaminierten Proben, die zuvor mit Klint behandelt worden sind, weist der Versiegler DELTON® (DKK, DKD, DKS) die höchste Zugfestigkeit auf ( $p < 0,05$  Tukey`s Test).

Weiterhin haben die Testverfahren ergeben, dass die Air Polishing-Vorbehandlung bei keinem der Versiegler die Mikrozugfestigkeit signifikant verbesserte ( $p \leq 0,05$  Tukey`s Test). Bei Fissurit F® und smartseal® & loc zeigten die Ergebnisse, dass durch Air Polishing tendenziell höhere Haftwerte bei demineralisierten bzw. bei speichelkontaminierten Proben erreicht wurden als ohne die Pulverstrahl-Reinigung. Beim



Einfachvergleich der Reinigungsvarianten (Bürstenreinigung mit Klint versus Air Polishing) konnte im Falle von demineralisierten Fissurit F<sup>®</sup> - Prüfkörper FKD und FAD - die Haftfestigkeit bei der Air Polishing-Anwendung um 77 % erhöht werden. Bei smartseal<sup>®</sup> & loc betrug die Haftkraftsteigerung im Vergleich zwischen SKD und SAD 108 %. Beim Vergleich der mit Klint gereinigten, mit Speichel benetzten Proben FKS und der mit Air Polishing gereinigten, mit Speichel versehenen Proben FAS wurde eine Zugkraftsteigerung um lediglich 27 % registriert. Bei smartseal<sup>®</sup> & loc ergab sich für diese Versuchsanordnung eine Zunahme von 62 %.

Die demineralisierten Schmelzproben (mit Klint) zeigten bei allen Fissurenversiegelungen eine reduzierte Zugfestigkeit. Die Haftkräfte sanken hier auf Werte zwischen 20,94 MPa ( $\pm 8,09$  MPa) bei DELTON<sup>®</sup> (DKD) und 8,61 MPa ( $\pm 5,09$  MPa) bei smartseal<sup>®</sup> & loc (SKD). Im Falle von DELTON<sup>®</sup> entsprach dies einer Haftkraftreduktion von 18,8 %. Das stellt die geringste relative Reduktion dar. Bei smartseal<sup>®</sup> & loc verringerte sich die Zugfestigkeit sogar um 47,1 %.

Im Falle einer Speichelkontamination der kariesfreien Schmelzkörper reduzierten sich die Haftkräfte bei allen drei Fissurenversiegeln. Die Ergebnisse lagen zwischen 21,07 MPa ( $\pm 5,91$  MPa) bei DELTON<sup>®</sup> (DKS) und 9,32 MPa ( $\pm 1,54$  MPa) bei smartseal<sup>®</sup> & loc (SKS).

Vergleicht man die Versiegler Fissurit F<sup>®</sup> und smartseal<sup>®</sup> & loc bei demineralisierten und speichelkontaminierten Schmelzkörpern, die zuvor mit Klint vorbehandelt worden sind, wird deutlich: Im Falle der Demineralisation (FKD SKD) nahm die Haftkraft bei beiden Produkten signifikant ab ( $p < 0,05$  Tukey`Test). Bei speichelbenetzten Schmelzkörpern verringerte sich die Mikrozugfestigkeit nur bei smartseal<sup>®</sup> & loc (SKS) signifikant.

Im Vergleich der Proben innerhalb der Gruppe, die mit Fissurit F<sup>®</sup> behandelt wurden, zeigt der Bonferroni-Test unterschiedliche Ergebnisse: Die Kontrollgruppe, also FKK, unterschied sich signifikant von der demineralisierten Fissurit-Gruppe (FKD),  $p=0,001$ . Sowohl die speichel-kontaminierte Fissurit F<sup>®</sup>-Gruppe (FKS) als auch die mit Air Polishing behandelten Proben (FAK, FAD) zeigten keinen signifikanten Unterschied zur Vergleichsgruppe (FKK). Bei dem Fissurenversiegler DELTON<sup>®</sup> wurden keine signifikanten Einflüsse nachgewiesen.

Für eine differenzierte Betrachtung sind die Messergebnisse der 18 Gruppen im Anhang aufgeführt.

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion der Methodik

#### 5.1.1 Versuchsaufbau

Zugfestigkeitsprüfungen gelten für die Beurteilung von Experimentalstudien und neuer dentaler Produkte (z. B. Füllungsmaterialien) als eine nützliche und notwendige Vorgehensweise (Armstrong et al., 2010). Es stehen zwei bewährte Methoden bei Haftprüfverfahren zur Verfügung: die Prüfung der Scherhaftfestigkeit (SBS, shear bond strength) und die der Zugfestigkeit (TBS, tensile bond strength). Bei den Scherversuchen werden die Prüfkörper parallel zur Verbundfläche abgeschert, wohingegen bei den Zugfestigkeitsprüfungen eine senkrecht zur Applikationsfläche abziehende Kraft einwirkt (Burke et al., 2008). Dank Sano und Kollegen stellen die Mikrozugfestigkeitsprüfverfahren eine Weiterentwicklung dar (Sano et al., 1994). Bei herkömmlichen Zugversuchen kommt es innerhalb der Klebefläche zu einer inhomogenen Spannungsverteilung. Durch die Anwendung von Mikrozugversuchen können diese Spannungen, aufgrund einer verkleinerten Fläche, minimiert werden (Cardoso et al., 1998). Es entstehen mehr adhäsive Brüche und weniger kohäsive Brüche (Armstrong et al., 2010). Die hierfür verwendeten Flächen werden in der Literatur mit  $1 \text{ mm}^2$  oder weniger angegeben (Van Meerbeek et al., 2010). Vorteil dieser Methode ist die Herstellung von mehreren Probekörpern aus einem Zahn (Scherrer et al., 2010). Für die in dieser Arbeit durchgeführten Mikrozugversuche wurde eine kreisrunde Fläche mit einem Durchmesser von  $1 \text{ mm}$  ( $A= 0,785 \text{ mm}^2$ ) verwendet. Die Messungen erzielten deutlich höhere Werte als bei üblichen Zug- und Scherversuchen. Sanos Untersuchungen zeigten, dass eine indirekte Proportionalität zwischen Mikrozugfestigkeit und untersuchter Fläche besteht (Pashley et al., 1995). Die Mikrozugfestigkeitsprüfverfahren offenbaren eine Vielseitigkeit, die mit herkömmlichen Zug- und Schertests nicht erreicht wird (Armstrong et al., 2010). Mittels dieses Vorgehens können regionale Unterschiede an einem Zahn (approximal, okklusal, zervikal) und die Untersuchung von sklerotisch verändertem oder kariösem Dentin gut überprüft werden. Es besteht die Möglichkeit verschiedene Flächen innerhalb einer Kavität, unterschiedliche Substrate an einem Zahn und die Haltbarkeit der wässrigen Lagerung zu untersuchen (Armstrong et al., 2006). Außerdem können die durch Zugkraft oder Scherkraft hervorgerufenen Brüche unter dem SEM ausgewertet werden. Weltweit haben sich zahlreiche Laboratorien mit verschiedenen Methoden und Parameter beschäftigt. Die dabei erzielten Zugfestigkeitswerte sind schwer zu vergleichen: nur 10% der wissenschaftlichen Artikel geben jedes Detail an

(Armstrong et al., 2010). Die Zugfestigkeitsprüfverfahren sind auch wesentlicher Bestandteil der dentalen Adhäsiv-Entwicklung, denn Kompositrestaurationen versagen am wahrscheinlichsten bei Zugspannung oder Biegung (Engeln, 2010). Das Retentionspotenzial von Fissurenversiegeln innerhalb experimenteller Studien kann auch über die Evaluation der Kunststoff-Zapfen-Ausbildung („resin-tags“) bewertet werden (Scott und Greer, 1987). Die Retention der Zapfen im konditionierten Schmelz wird anhand von Schliffen mikroskopisch ausgewertet. Diese Betrachtungsweise ist jedoch nicht Gegenstand der vorliegenden Arbeit. Die Untersuchung der Mikrozugfestigkeit stellt eine optimale Methode dar, um praxisähnliche Situationen zu simulieren und um Aussagen für den klinischen Alltag zu formulieren.

Zur Messung der Mikrozugfestigkeit wurde in dieser Untersuchung die bereits in vorherigen Studien verwendete Universaltestmaschine herangezogen (Ishikawa et al., 2007, Brandt, 2011).

#### 5.1.2 Probenmaterial

Um eine physiologische Ausgangssituation zu gewährleisten, wurden in dieser Studie 180 kariesfreie, humane, retinierte Molaren verwendet. Alle Zähne wiesen einen kariesfreien Zustand auf. Sie wurden aus mehreren oralchirurgischen Praxen in Sachsen und Sachsen-Anhalt bezogen. Da ihre chemische Zusammensetzung der von Rinderzähnen ähnlich ist (Reeves et al., 1995), werden diese oftmals auch bei In-vitro-Studien verwendet. Jedoch ist zu beachten, dass bei Rinderzähnen mit Nachteilen in der Haftung zu rechnen ist (Finger, 1988). Sowohl die Prismenanordnung als auch der interprismatische Raum sind im Vergleich zu menschlichen Zähnen unterschiedlich (Arends und Jongebloed, 1978). Daher wurden für diese Studie humane Zähne verwendet.

#### 5.1.3 Versuchsdurchführung

Vom Zeitpunkt der Extraktion bis zur Versuchsdurchführung wurden die Zähne in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt. Sie entspricht in ihrer Osmolarität dem Blutplasma (isoton) und wird aus diesem Grund u.a. als Trägermedium für Medikamente oder zur Infusionstherapie verwendet (Striebel, 2008). Die Lösung eignet sich gut für die Lagerung, weil sie die Eigenschaften der Zahnproben nicht verändert (Haller et al., 1993).

Die Retentionsraten sind unabhängig vom Grad der Schmelzreifung (Yakut und Sonmez, 2006). Das würde belegen, dass sowohl retinierte als auch durchgebrochene Zähne als Versuchsmaterial verwendet werden könnten. Um sicherzustellen, dass bei den verwendeten Zähnen keine Initiailläsionen vorliegen, wurden in dieser Arbeit retinierte Zähne verwendet.

Die Präparation der Schmelzproben erfolgte mittels einer Trennscheibe unter permanenter Wasserkühlung, um eine Überhitzung zu vermeiden. Anschließend wurden die Prüfkörper mit einem zylindrischen Diamanten so bearbeitet, dass sie in den vorgefertigten Silikonträgern mit einem Kunstharz fixiert werden konnten. Die Herstellung der Proben erfolgte in Anlehnung an frühere Studien durch Einbettung in Kunstharz und Standardisierung der Schmelzoberfläche durch Parallelisieren und Polieren mittels Schleifpapier (Kielbassa et al., 2001, Sen Tunc et al., 2012). Durch die Abtragung der obersten Schmelzschicht wurden eventuelle Verunreinigungen entfernt, die zu abweichenden Ergebnissen führen könnten (Mellberg, 1992). Im Vergleich zu nicht abraderten Oberflächen hat das Entfernen der äußeren Schmelzschicht keinen Einfluss auf die Demineralisationstiefe (Featherstone und Mellberg, 1981). Im Rahmen dieser Studie wurden idealisierte Oberflächen verwendet (plane Schmelzproben). Das Fissurenrelief konnte aufgrund seiner Morphologie nicht integriert werden. Bezogen auf den klinischen Alltag handelt es sich bei den hier verwendeten Schmelzproben um präparierten Schmelz, der sich auch bei der Durchführung einer erweiterten Fissurenversiegelung wiederfindet. Es erhebt sich die Frage nach der Relevanz der Schmelztiefe für die Schmelzproben-Herstellung im Hinblick auf die Säure-Ätz-Technik und die erzielte Retentionsrate. Histologisch betrachtet ist die Menge der Schmelzprismen immer gleich. Unabhängig davon, ob man die Schmelz-Dentin-Grenze oder die Schmelzoberfläche betrachtet (Radlanski, 2011). Da die Schmelzoberfläche prismenlos ist, müsste man konsequenterweise von dem Bereich unmittelbar unter der Schmelzoberfläche ausgehen. Zu Beginn der Amelogenese ist die Fläche des Zahnes im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze kleiner als die Gesamtoberfläche des vollständig entwickelten Zahnes. Die Anzahl der Prismen bleibt immer gleich. Es wurde eine vermeintliche Zunahme des Prismendurchmessers angenommen (Schroeder, 1987; Wetzel, 1951; Wustrow, 1951). Radlanski konnte jedoch anhand seiner Berechnungen zeigen, dass die Schräglage der Prismen an der Schmelzoberfläche ausreicht, die Flächenzunahme der Schmelzoberfläche gegenüber der Schmelz-Dentin-Grenze zu erklären (Radlanski, 2011). Damit ist es irrelevant, aus welcher Schmelzschicht die Proben gewonnen werden. Es ist damit zu rechnen, dass

kein verändertes Verhalten bei der Säure-Ätz-Technik auftritt und dadurch auch kein Einfluss auf die Zugfestigkeitsverfahren besteht.

Ein Drittel der Proben wurde für 14 Tage einer Demineralisationslösung ausgesetzt, um ein vergleichbares Demineralisationsausmaß bzw. einen vergleichbaren Oberflächenzustand zu erhalten. Diese Lösung bestand aus angesäuerter Hydroxyethylcellulose (HEC). Der Demineralisationsvorgang fand bei einem pH-Wert von 4,5 in einem Brutschrank (cultura vivadent) bei einer Temperatur von 37 °C statt. Zur Herstellung der HEC wurden zunächst Milchsäure (0,1 mol/l) und Natronlauge (0,1 mol/l) gegeneinander auf einen pH-Wert von 4,5 titriert. Anschließend wurden 6 Gew.-% Hydroxyethylcellulose hinzugegeben. Um eine gleichmäßige Demineralisation zu gewährleisten, wurden die Gefäße mit den Proben täglich um 180° gewendet. Nach Abschluss der Demineralisation wurden die Proben unter fließendem Wasser mit einem Tuch gereinigt und erneut in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Diese Variante der künstlichen Karieserzeugung ist ein anerkanntes Verfahren, um Schmelzläsionen ausschließlich chemisch zu initiieren. Die makromolekulare Trägersubstanz kann variieren zwischen Hydroxyethylcellulose, Carboxymethylcellulose (Shellis, 1984a, van der Reijden et al., 1997), Gelantinelösung (Silverstone, 1968) oder wässriger Kalzium-Phosphat-Lösung (Kawasaki und Featherstone, 1997). Die Kombination von Hydroxyethylcellulose mit Milchsäure wird mittlerweile häufig eingesetzt, weil dieses System Läsionen hervorbringt, die den natürlichen Schmelzläsionen annähernd ähnlich sind (Debbrecht und Geurtsen, 1996, Hahn et al., 1999). Ein Vorteil der chemischen Modelle liegt darin, dass sich das Zeitintervall bis zum Erreichen des für die Untersuchung der Proben relevanten Zustandes zwischen wenigen Sekunden bis hin zu einigen Wochen einstellen lässt und eine gute Resultat-Reproduzierbarkeit erreicht wird (Silverstone, 1968, Grieve und Jones, 1980). Der geringe finanzielle und organisatorische Aufwand und die einfache Überprüfung der experimentellen Umgebung sind weitere Gründe für die Wahl dieses Verfahrens.

Eine unvollständige Beseitigung von Plaque kann ursächlich für den Retentionsverlust von Versiegelungen sein (Botti et al., 2010) und/oder zu Mikroleakage führen, die die Kariesentwicklung vorantreibt (Strand und Raadal, 1988, Perdigao et al., 2005). Die Pulverstrahl-Technik, genannt Air Polishing, zur Reinigung der Schmelzproben fand bei einem Drittel der Prüfkörper Anwendung, um organische Auflagerungen sicher, schnell und effektiv von der Zahnoberfläche zu entfernen. Das Pulverstrahl-Verfahren wird als Reinigungsschritt empfohlen (Kandelman, 1983, Boyde, 1984, Chan et al., 1999, Botti

et al., 2010). Ein Vorteil liegt darin, dass intakter Schmelz belassen wird (Gutmann, 1998, Jost-Brinkmann, 1998). Nach einer Air Polishing-Anwendung zeigt die gesunde Schmelzoberfläche geringere bzw. dieselben Veränderungen der mikroskopischen Oberflächenstruktur wie bei der Anwendung von Polierpasten (Jost-Brinkmann, 1998). Bei diesem Pulver- und Wassergemisch nimmt die kinetische Energie der Zahnoberfläche zu (Fritz, 2010). Eine Oberfläche, die frei von organischen Auflagerungen ist, gewährleistet ein größeres Ausmaß an Oberflächenkontakt zwischen dem Ätzzel und dem Fissurenrelief und auch zwischen Fissur und dem Kompositmaterial. Zusätzlich wird die Säure-Ätz-Technik verbessert (Katora et al., 1981, Yazici et al., 2006, Eggertsson, 2013) und die Retentionsdauer der Fissurenversiegelung erhöht (Blackwood et al., 2002).

Desweiteren gibt es die Möglichkeit der Partikelstrahlreinigung mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (Air Abrasion), mit der Chan und Mitarbeiter gute Ergebnisse erzielten (Chan et al., 1999). Bei der Anwendung ist zu beachten, dass Pulverreste von Air Polishing und Air Abrasion zur Blasenbildung führen können. Aus diesem Grund ist eine gründliche Reinigung der Schmelzoberfläche durchzuführen. Bei dieser Variante der „Tiefenreinigung“ einer Fissur wird die Schmelzoberfläche energetisch aufgeladen. Wie bereits erwähnt, ergibt sich aus der derzeit verfügbaren Literatur bzgl. der Air Abrasion-Anwendung noch kein einheitliches Bild.

Die Speichelkontamination bedingt eine praxisrelevante Komplikation bei der Applikation einer Fissurenversiegelung. Aus diesem Grund wurde bei einem Teil der Schmelzproben unmittelbar vor dem Auftragen der Versiegelung künstlicher Speichel mit einem Einmal-Pinsel für 5 Sekunden aufgetragen. Die Zahnprobe wurde mit ölfreier Luft getrocknet und mit dem Fissurenversiegler versehen. In der Literatur werden in einem solchen Fall die Reinigung und die erneute Ätzung gefordert (Silverstone et al., 1985, Tandon et al., 1989). Fusayama et al. (1963) entwickelten einen künstlichen Speichel, der dem physiologischen Speichel etwa entspricht. Die Speichelkontamination führt, ausgehend von den Inhaltsstoffen durch Muzin und Harnstoff, zur Bildung eines organischen Oberflächenfilms, der sich durch die übliche Wasserreinigung nicht entfernen lässt (Correr et al., 2004). Wichtig ist das Trocknen der Schmelzoberfläche, weil ansonsten das Versiegeln aufgrund der hydrophoben Natur der Fissurenversieglermaterialien fehlerhaft ausfallen kann (Topaloglu Ak und Riza Alpoz, 2010).

In der Literatur wird eine Vorgehensweise diskutiert, die die Verwendung eines Adhäsivsystems vorschlägt, welches die negativen Folgen der Speichelkontamination

verhindert. Eine Benetzung mit Speichel kann letztendlich zu Mikroleakage führen, sodass sich eine kariöse Läsion unter der Versiegelung entwickelt und fortschreitet. In diesem Zusammenhang weisen Topaloglu und Mitarbeiter auf die Gefahr des Retentionsverlustes hin (Topaloglu Ak und Riza Alpoz, 2010). Es ist jedoch wissenschaftlich nicht belegt, dass hohe Retentionswerte auf einen guten Randschluss schließen lassen (Dunn und Soderholm, 2001). Topaloglu und seine Mitarbeiter empfehlen in Fällen, in denen die Speichelkontamination unausweichlich ist, ein Bonding vor der Applikation des Fissurenversieglers durchzuführen, um die Retention zu verbessern und das Ausmaß an Mikroleakage zu reduzieren (Feigal et al., 1993, Sundfeld et al., 2005, Topaloglu Ak und Riza Alpoz, 2010). Grund dafür sei, dass bei separater Ätzung und Auftragen des Bondings die Kunststoffzapfenlänge zunimmt und dadurch die Haftkraft erhöht werde (Sundfeld et al., 2005). Auf der anderen Seite belegen mehrere internationale Studien den nur geringen Nutzen des Bondings bezogen auf den klinischen Erfolg (Boksman et al., 1993, Webster et al., 2001, Perdigao et al., 2005).

Bei den verwendeten Fissurenversiegern handelte es sich um lichthärtende (smartseal® & loc, Fissurit F®) und autopolymerisierende Versiegler (DELTON®). Im klinischen Alltag dominieren lichthärtende Fissurenversiegler. Smartseal® & loc und Fissurit F® wurden aus dieser Gruppe für die Studie ausgewählt. Im Unterschied dazu wird der selbsthärtende Versiegler DELTON® katalytisch aktiviert. Aufgrund ihrer geringen Viskosität wurden die Fissurenversiegler mit Hilfe eines speziellen Platzierinstruments auf den Prüfkörper aufgebracht. Dazu wurde jeweils nur eine geringe Menge verwendet und auf Blasenfreiheit geachtet. Nach der Applikation erfolgte die Polymerisation mit einer handelsüblichen Lampe Optilux (Kerr, D) bei konstant 650 mW/mm<sup>2</sup>. Bei Dentinproben wird nach der Polymerisation eine Wartezeit von 15 Minuten gefordert, bis ein Zugversuch durchgeführt werden kann. Durch die geringe Schichtstärke des Fissurenversieglermaterials ist der Polymerisationsvorgang schneller beendet als bei einer konventionellen Füllung. Aus diesem Grund kann die 15-Minuten-Regel vernachlässigt werden.

Die Proben wurden spannungsfrei in die Prüfmaschine und somit ohne Vorkraft integriert. Die Prüfgeschwindigkeit betrug 1mm/min. Die Proben wurden bis zu ihrem Bruch auf Zug belastet. Der Zugfestigkeitswert der Probe (in MPa) wurde über die bei Fraktur wirkende Zugkraft in Abhängigkeit von der versiegelten Fläche ermittelt (Kraft in N/mm<sup>2</sup>). Bei einer Abzugsgeschwindigkeit von 1mm/min wird innerhalb des Versiegler-Schmelz-Verbundes eine langsame Steigerung der Zugkraft erreicht und

unkontrollierte Abrisse aufgrund zu schneller und radialer Zugrichtung vermieden (Inoue et al., 2001).

## **5.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **5.2.1 Der Einfluss der Vorbehandlung auf gesundem Zahnschmelz**

Unter „Vorbehandlung“ wird in dieser Arbeit zum einen die übliche Oberflächenreinigung mit einer Prophylaxebürste und einer fluoridfreien Paste (Klint) und zum anderen die Reinigung mit Air Polishing (Pulverstrahl) verstanden. Der Einfluss des Air Polishing war bei keinem der drei Fissurenversiegler signifikant. Die Mikrozugfestigkeiten zeigten auf gesundem Zahnschmelz im Vergleich zu den Kontrollgruppen (FKK, SKK, DKK) keinerlei Veränderung. Die Werte lagen im Bereich der konventionellen Reinigungsvariante mittels Prophylaxebürste. Warum führte die Air Polishing-Anwendung zu keinem signifikanten Erfolg? Das tiefe Auffüllen eines Fissurensystems bis auf den Fissurengrund, welches durch Air Polishing erfolgt, hat geringere klinische Bedeutung (Eggertsson, 2013). Im Bereich des Fissureneingangs kann ein dauerhafter und okklusal belastbarer Verbund zum Zahnschmelz erreicht werden (Swift, 1988). Wichtiger als das vollständige Ausfüllen des Fissurengrundes sind im klinischen Alltag ein dichter Randschluss sowie eine blasenfreie und damit weniger frakturanfälligere Versiegelung (Staehe, 1994). Im Rahmen dieses Versuchsaufbaus mussten präparierte flache Schmelzflächen benutzt werden. Dadurch entfiel das schwierig zu reinigende Fissurenrelief. Außerdem waren die gesunden Schmelzproben mit wenigen Belägen versehen.

### **5.2.2 Der Einfluss der Vorbehandlung auf kariösen Zahnschmelz**

Bei demineralisierten Schmelzproben wurde mit Fissurit F<sup>®</sup> im Falle einer Bürsten-Reinigung (FKD) nur eine Haftkraft von 9,59 MPa erzielt, was eine signifikante Reduktion im Vergleich zum Einsatz von DELTON<sup>®</sup> bedeutet (DKD). Wenn die demineralisierten Schmelzflächen mit dem Pulverstrahl gereinigt wurden (FAD), konnten Mikrozugfestigkeiten von 15,16 MPa ermittelt werden. Die Air Polishing-Anwendung führt zu einer Erhöhung der Haftkräfte, jedoch ist der Einfluss nicht signifikant.

Beim smartseal<sup>®</sup> & loc - Einsatz ergaben sich für die Proben in der demineralisierten Gruppe SKD 8,61 MPa. Der demineralisierende Einfluss ist signifikant. Das Vorgehen



mittels Air Polishing zeigt eine Erhöhung der mittleren Zugfestigkeit von 13,65 MPa. Es handelt sich um eine positive Tendenz, die keine Signifikanz aufweist.

Die signifikant niedrigen Haftfestigkeiten bei Demineralisation zeigen sich auch in der derzeit verfügbaren Literatur (Kantovitz et al., 2011). Die Datenlage bezüglich demineralisierten Schmelzflächen, die mit der Pulverstrahl-Technik behandelt wurden, ist derzeit noch unzureichend. Boyde konnte 1984 feststellen, dass white spots (kariöse Initialläsionen) empfindlich auf Air Polishing reagieren. Wenn danach Fluoride appliziert wurden, erfolgte eine gute Penetration. Inwieweit man diesen Zusammenhang auf die Fissurenversiegelung übertragen kann, ist nicht wissenschaftlich gesichert. Aber es könnte eine Überlegung sein, dass demineralisierte Fissuren mit Air Polishing behandelt und anschließend mit einem Fissurenversiegler versehen werden, der Fluoride abgibt. Dadurch wird die Bildung von Fluorapatit unmittelbar unter der Versiegelung herbeigeführt. Da dieser Komplex eine geringere Säurelöslichkeit aufweist als Calciumapatit, ist der Zahnschmelz mit einem zusätzlichen Schutz versehen. Außerdem konnte Jost-Brinkmann 1998 zeigen, dass Fissurenversiegler (vor allem Glasionomere), denen eine Behandlung mit Air Polishing voranging, mehr Fluoride abgaben. Somit ist eine positive Beeinflussung der Fluoridabgabe möglich.

Zusammenfassend für die Untersuchung der Demineralisation und der Pulverstrahl-Anwendung kann formuliert werden, dass der positive Effekt des Air Polishing bei beginnender Karies bei beiden Fissurenversiegler auftritt. Allerdings sind die Ergebnisse statistisch nicht signifikant. Der demineralisierende Einfluss ist bei Fissurit und smartseal® & loc signifikant. Bei gesundem Zahnschmelz wurde kein signifikanter Einfluss des Pulverstrahl-Verfahrens festgestellt. Eine Studie, die sich auch mit dem Air Polishing-Verfahren beschäftigt hat, erzielte ebenfalls Ergebnisse, die nicht signifikant waren (Scott und Greer, 1987). Allerdings waren die erzielten Zugfestigkeiten größer als für den Fall ohne Pulverstrahl-Anwendung. Dabei wurde festgestellt, dass bei Pulverstrahl-Anwendung die Kunststoffzapfenlänge zugenommen hatte. Sol und Mitarbeiter fanden sogar signifikant bessere Ergebnisse nach einer Air Polishing Reinigung im Vergleich zur Bürstenreinigung (Sol et al., 2000). In dieser Studie wurde lighthärtender DELTON® verwendet. Inwiefern die Haftfestigkeit bei DELTON® zwischen lighthärtenden und chemisch härtenden Versiegler variiert, kann aber im Rahmen dieser Arbeit nicht geklärt werden.

Eine mögliche Erklärung für den ermittelten positiven Effekt liegt in der Beschaffenheit der Oberfläche. Chemisch betrachtet ist bei den demineralisierten Proben (14 Tage

Kontamination) ein Großteil der Schmelzflächen mit funktionellen Gruppen (vor allem Hydroxylgruppen) belegt. Innerhalb dieser Studie wurde die Demineralisation durch eine Milchsäure herbeigeführt. Es ist entscheidend, wie lange der Zahnschmelz einer Säure ausgesetzt ist. Im Falle der Säure-Ätz-Technik beträgt die Verweildauer wenige Sekunden. Bei dieser kurzen Ätzzeit werden zwar P-OH-Gruppen erzeugt, aber das Apatitmaterial des Zahnes ist noch weitgehend intakt (Holleman, 2007). Diese Oberflächensituation gewährleistet eine befriedigende Haftung des Polymers am Zahn. Bei Verlängerung der Einwirkzeit der Säure auf den Zahnschmelz entsteht schließlich eine Salzfilmschicht – eine wässrige Schicht, die Salz enthält (u.a. Calciumionen), Abb. 7. Die Apatit-Struktur wird an der Oberfläche partiell zersetzt. Diese Filmschicht führt zu einer Haftung mit den aus der Versiegelung resultierenden Polymer-Verbindungen: Haftkraftreduktion der demineralisierten Proben. Bei Pulverstrahl-Einsatz wird partiell ein gewisser Teil des demineralisierten Schmelzes abgetragen. Die Bürstenreinigung ist für diesen Zweck nicht geeignet. Diese Hypothese erklärt, dass nach Pulverstrahl-Behandlung die Zugkraftwerte besser werden, aber trotzdem noch nicht signifikant sind.

Die mit DELTON® versiegelten kariösen Schmelzproben zeigen, dass weder die Demineralisation noch das Air Polishing einen signifikanten Einfluss auf die Mikrozugfestigkeiten ausüben. In diesem Fall ist bei kariösem Schmelz kein Unterschied zwischen der herkömmlichen Bürstenreinigung und Air Polishing festzustellen. Außerdem ist der demineralisierende Einfluss in Bezug auf den Effekt von DELTON® nicht signifikant (im Vergleich zur Gruppe DKK gibt es keine signifikante Senkung der Mikrozugfestigkeit). Fissurit F® und smartseal® & loc zeigen die erwartete haftkraftreduzierende Wirkung einer vorangegangenen Demineralisation. Eine über die übliche Ätzzeit hinausgehende Säureeinwirkung erzeugt – wie bereits erwähnt – eine Salzfilmschicht auf der Schmelzoberfläche. Eine mechanische Reinigung mittels Prophylaxebürste kann kaum Anteile dieser Schicht entfernen. Fissurit F® enthält die drei Acrylate: Bis-GMA, HEDMA und UDMA. Die beiden letztgenannten Monomere enthalten keine Hydroxylgruppen. An der Schmelzoberfläche vorhandene Hydroxylgruppen sollten mit dem Anteil Bis-GMA wechselwirken können. Im Falle von DELTON®, das allein Bis-GMA enthält, sollten die Wechselwirkungen mit den P-OH-Gruppen der Schmelzoberfläche (Wasserstoffbrückenbindung) und die Aufnahme von Wasser aus der Filmschicht intensiver sein (Abb. 6). Dieses Monomer und auch das daraus erzeugte Polyacrylat stellen C-OH-Gruppen zur Verfügung, die dafür genutzt werden. Außerdem enthält DELTON® Butylhydroxytoluol. Hierbei handelt es sich um eine Reaktionskomponente für Bis-GMA. Es fungiert als Antioxidationsmittel (gegen

Luftsauerstoff) und verhindert dadurch die Inhibierung des Acrylatmonomers. Dies könnten Gründe dafür sein, dass beim Einsatz von DELTON® – trotz der demineralisierten Proben – keine signifikante Senkung der Zugspannungswerte, d.h. der Haftkräfte zwischen Polymer und Zahnoberfläche, auftritt.

### 5.2.3 Speichelkontamination

Im Falle einer Speichelkontamination vor Applikation des Fissurenversieglers reduzierte sich die Zugfestigkeit bei allen drei Fissurenversiegeln (FKS, SKS, DKS). Der Einfluss der Speichelbenetzung auf die Mikrozugfestigkeit ist jedoch nur im Falle von smartseal® & loc signifikant. Die im Vergleich dazu untersuchte Wirkung einer Air Polishing-Reinigung mit anschließender Speichelkontamination erreichte keine eindeutig positiven Ergebnisse (FAS, SAS, DAS). Diese Daten signalisieren zwar eine Haftkraft-Steigerung, sie ist jedoch nicht signifikant. Sie indiziert lediglich eine Tendenz. Vermutlich hat die bereits genannte Wasserschicht bessere Resultate verhindert.

Als Zwischenresümee ist festzuhalten: Demineralisation und Speichelkontamination beeinflussen die Haftkraft von smartseal® & loc signifikant ( $p < 0,05$ , Tukey's Test). Im Falle von Fissurit F® liegt ein signifikanter Einfluss der Demineralisation auf die Mikrozugfestigkeit vor. DELTON® zeigt keine signifikanten Ergebnisse bezüglich der Wirkung von Demineralisation und Speichelkontamination.

Die niedrigen Zugfestigkeitsergebnisse nach einer Speichelkontamination sind auch in anderen Studien belegt worden (Tandon et al., 1989). Es ist bewiesen, dass der Kontakt zwischen geätzter Schmelzoberfläche und Mundflüssigkeit im Zeitintervall von einer Sekunde ausreicht, um erhebliche Veränderungen in der Zahnoberflächentopographie zu erzeugen (Correr et al., 2004). Der feuchte organische Film aus Harnstoff und dem Polysaccharid Muzin bzw. deren Zerfallsprodukte führt zur Verschlechterung der Vernetzung, weil die – durch Säure-Ätz-Technik geschaffenen – Vertiefungen bedeckt werden (Correr et al., 2004). Die deshalb resultierende niedrigere Haftkraft reduziert somit die Effektivität einer Fissurenversiegelung. Eine undichte Versiegelung führt zu Mikroleakage. Es kann daher zu einer Kariesprogression unter der Fissurenversiegelung kommen (Topaloglu Ak und Riza Alpoz, 2010).

#### 5.2.4 Lichthärtende versus chemisch härtende Fissurenversiegler

Für diese In-vitro-Studie wurden drei Fissurenversiegler verwendet: Fissurit F<sup>®</sup> und smartseal<sup>®</sup> & loc als lichthärtende Versiegler, Delton<sup>®</sup> als selbsthärtender Versiegler.

Fissurit F<sup>®</sup> wird seit vielen Jahren im Rahmen der Kariesprävention erfolgreich eingesetzt und gehört zur Gruppe der konventionellen Fissurenversiegler. Es enthält die Acrylate Bis-GMA, HEDMA und UDMA, außerdem Natriumfluorid, Benzotrazolderivat und einen Polymerisationskatalysator.

Der Füllstoffgehalt (Titandioxid / Siliciumdioxid) liegt bei 70 Gew.-%. Im Vergleich zu den anderen geprüften Versiegler liegt Fissurit F<sup>®</sup> im Mittelfeld. Die Ergebnisse belegen, dass Speichelkontamination und Demineralisation der Zahnoberfläche die Haftwechselwirkung mit dem Polyacrylat reduzieren. Das Air Polishing erbringt nur eine relativ geringe Haftkraftsteigerung. Zwei von den in diesem Versiegler enthaltenen Acrylaten besitzen keine HO-C-Gruppen (HEDMA und UDMA). Diese funktionellen Gruppen sind aber entscheidend an der Haftwirkung mit der Zahnoberfläche und an der Aufnahme von Speichelinhaltsstoffen beteiligt (Abb. 15). Es liegen lediglich NH-Gruppen vor, die Wasserstoffbrückenbindungen eingehen können. Das sollte eine wesentliche Ursache für die reduzierten Zugfestigkeitswerte im Vergleich zu DELTON<sup>®</sup>-haltigen Proben sein.

Smartseal<sup>®</sup> & loc gehört zu den Fissurenversiegler der neuen Generation. Sein Füllstoffgehalt liegt ungefähr bei 50 %. Die Partikeldurchmesser sind kleiner als 1 µm (Dentalzeitung DETAX März 2007). Aus diesem Grund zeigt die aus smartseal<sup>®</sup> & loc erzeugte Versiegelungsschicht eine hohe Abrasionsfestigkeit und ein gutes Fließverhalten. Ein Vorteil gegenüber herkömmlichen Fissurenversiegler soll darin bestehen, dass es sich um eine hydrophile Substanz handelt, die auf noch feuchte Oberflächen appliziert werden kann (DETAX Herstellerangaben). DETAX gibt an, dass der Versiegler mit den Calciumionen der Zahnoberfläche eine chemische Verbindung eingeht. Zu der chemischen Zusammensetzung und Struktur bei smartseal<sup>®</sup> & loc gibt es aber keinen zusätzlichen Beleg in der Literatur. Die Zugversuche ergaben die niedrigsten Festigkeitsergebnisse. Außerdem trat in der Anwendungsstudie eine vermehrte Blasenbildung auf, vermutlich hervorgerufen durch den dünnen Applikator. Im Rahmen einer parallel laufenden Dissertation an der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie wurden die Dichtigkeit und Homogenität der Versiegelungsschicht von smartseal<sup>®</sup> & loc - behandelten Zahnproben untersucht. Die Mikroleakage-Untersuchungen offenbarten ungünstige Resultate im Sinne der

Einsatzpraxis für eine Versiegelung (Schaller et al., 2011). Diese korrelieren somit mit den in der eigenen Arbeit ermittelten Zugfestigkeiten. In der Literatur liegen derzeit noch keine Daten zu Mikrozugfestigkeiten mit smartseal® & loc versiegelten Proben vor. Um die Effektivität einer Fissurenversiegelung zu beurteilen, wird anerkanntermaßen das Ausmaß eines möglichen Mikroleakage überprüft (Manhart et al., 2004). Im Falle von smartseal® & loc ist ein Zusammenhang zwischen Mikroleakage-Effekt und reduzierter Retention anzunehmen. Eine Ursache kann in der Reinigungseffektivität der Oberflächen liegen: Wenn nach Bürstenreinigung organisches Material in den Fissuren zurückbleibt, dann wird keine optimale Schmelzkonditionierung und Kunststoffpenetration erzielt. Außerdem kann es sein, dass das System techniksensibler ist und die Forderung einer Applikation auf eine noch feuchte Oberfläche nicht im Sinne des Herstellers realisiert wird.

Für die Haftung einer Fissurenversiegelungsschicht am Zahnschmelz sind sowohl die mechanische als auch die chemische Haftung (Atombindung, Ionenbindung, van-der-Waals-Kräfte, Wasserstoffbrückenbindung) für die adhäsive Wechselwirkung zwischen Polymerschicht und Zahnoberfläche von Bedeutung (Bowen, 1980): Die adhäsive Haftung ist eine unspezifische Kombination von mechanischem und chemischem Verbund (Bowen, 1980). Der mechanische Verbund wird wesentlich durch die Mikroverankerungsstellen generiert, die durch eine spezielle Oberflächenbehandlung mittels Ätzung erzeugt werden können (Curiale et al., 1991). Das durch die Säure-Ätz-Technik hervorgerufene mikroretentive Relief ist für die Zapfenausbildung („tags“) wichtig. Diese „tags“ entstehen, indem das Kunststoffmonomer in die angelösten Mikrovertiefungen fließt und dort aushärtet (Manhart et al., 2004). Eine konditionierte Schmelzoberfläche bietet außerdem HO-C-Gruppen für die chemische Verbindung zum Kunststoff. Hinzu kommt die Wechselwirkung zwischen positiv geladenen Calciumatomen des Apatits und negativen Partialladungen der Sauerstoffatome des Acrylats (Abb. 6). Innerhalb des Polymers gibt es mehrere Sauerstoff-Positionen, die entweder zu einer Wasserstoff-Brücke oder zu einer Coulomb-Wechselwirkung mit den Calciumionen des Zahnschmelzes beitragen können.

DELTON® ist ein konventioneller Fissurenversiegler auf Kompositbasis, der chemisch aushärtet und seit den 1980er Jahren eingesetzt wird. Er gilt als ein etablierter Versiegler (Rock und Evans, 1983). Katalysator- und Universalflüssigkeit werden unmittelbar vor Applikation vermengt. DELTON®, als ein ungefüllter Fissurenversiegler, weist laut Koch et al. (1997) im Vergleich zu einem gefüllten Material (z. B. Helioseal® F) eine bessere marginale Adaptation auf. Jedoch waren diese Ergebnisse nicht

signifikant (Koch et al., 1997). Dies kann ein Grund für die hohen Zugfestigkeitswerte sein. Gute Retentionswerte von DELTON<sup>®</sup> fand Irmisch (1992) in einer Verlaufsstudie. In dieser 13-Jahre-Studie wurden Retention und Kariesreduktion von DELTON<sup>®</sup> im Halbseitenvergleich an 166 Zahnpaaren untersucht. Dabei wurde eine kariesreduzierende Wirkung sowohl an Milchmolaren als auch an Molaren und Prämolaren von 79-90 % gefunden (Irmisch, 1992).

Bei den im Rahmen dieser Arbeit vorgenommenen Messungen erreicht DELTON<sup>®</sup> die höchsten Werte der Zugfestigkeit. Die Klebekraft wird wesentlich durch die chemische Wechselwirkung von erzeugter Polymerisationsschicht mit der Zahnoberfläche bestimmt. Sie hängt deshalb ab:

- vom gewählten Acrylatmonomer-Typ (funktionelle Gruppen)
- vom Polymerisationskatalysator
- von Zusätzen wie Antioxidantien (Butylhydroxytoluol)
- von der Füllkörper-Pulverbeschaffenheit (Oberflächenchemie) und Korngröße

Die Partikel, die als Füllkörper dem Fissurenversiegler beigemischt werden, bestehen hauptsächlich aus Siliciumdioxid und Titandioxid, deren Oberfläche jeweils funktionalisiert werden kann. Wie die Oberflächeneigenschaften lassen sich Form und Durchmesser variieren und bezüglich ihrer Klebekraft optimieren. Die Hydroxyl-Gruppen-Dichte am Polymerskelett ist ein wesentliches Kriterium. Sie lässt sich leider im Rahmen dieser Arbeit nicht quantifizieren, Literatur liegt bisher nicht vor.

Der Zusatz von Butylhydroxytoluol führt u.a. dazu, dass z. B. aus dem Acrylat Bis-GMA partiell auch DtBP-Bis-GMA gebildet wird (Abb.15).

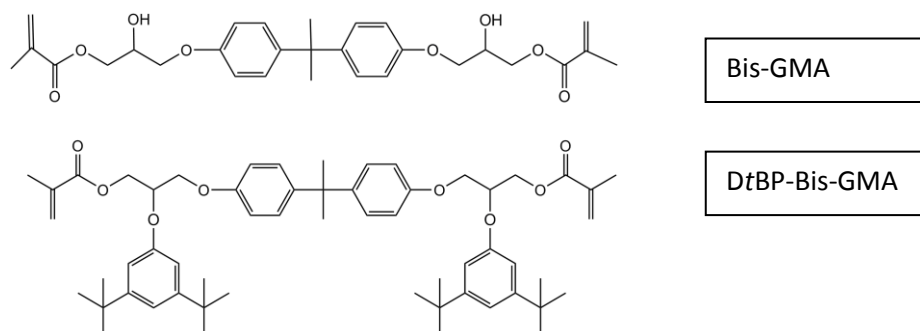


Abb.15: Strukturformel von Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl dimethacrylat) und DtBP-Bis-GMA (Ditertiärybutylphenyl-Bis-Glycidyl dimethacrylat)

Die Verbindung D $\beta$ P-Bis-GMA führt gemäß aktuellen Studien zu einer höheren Festigkeit und geringeren Schrumpfung (Stansbury und Bowman, 2010). In der Arbeit von Stansbury wird ein nanogel-ähnliches Verhalten des bei der Versiegelung erzeugten Polymers konstatiert. Die bisher vom Hersteller publizierten Angaben zur DELTON<sup>®</sup>-Zusammensetzung lassen nicht erkennen, welches Acrylat enthalten ist. Die oben beschriebene Reaktion zwischen dem vermutlich gewählten Bis-GMA und Butylhydroxytoluol dürfte relevant sein und wäre neben der Wirkung der HO-C-Gruppen ein zusätzlicher Faktor für eine mögliche Erklärung der guten Zugfestigkeitswerte.

Die Auswahl der Acrylate spielt ebenfalls eine wichtige Rolle. Zur genauen Zusammensetzung des Acrylatmonomers und seinem prozentualen Anteil macht der Hersteller keinerlei Angaben. Die in dieser Arbeit zugrunde gelegten Überlegungen gehen von der Annahme aus, dass es sich um ein Bis-GMA handelt. Dieses Acrylat enthält HO-C-Gruppen, die sowohl für die Klebewirkung als auch für die Vernetzung innerhalb des Polymers entscheidend sind. Dimethylanillin, ein weiterer Zusatz im DELTON<sup>®</sup>, fängt Luftsauerstoff ab, führt zu einem höheren Vernetzungsgrad und verbessert die Widerstandsfähigkeit gegenüber Stress. Alternativ kann auch eine Wasserstoffbrückenbindung auf Basis der NH-Gruppen in den modifizierten Acrylaten wie UDMA effektiv sein. Der Zusatz von PENTA, einem Acrylat mit zusätzlichen Verknüpfungsmöglichkeiten, fördert die räumliche Vernetzung.

Klinische Untersuchungen belegen die gute Haftfestigkeit von DELTON<sup>®</sup>: Bei jeder Retentionskontrolle von DELTON<sup>®</sup> (nach 6, 12 und 24 Monaten) wurde eine Rate von 95,5 - 100 % festgestellt (Sveen und Jensen, 1986). Diese Ergebnisse sind mit denen anderer Studien (Conference, 1984, Ripa, 1985) vergleichbar. Kritisch zu bewerten ist, dass in klinischen Studien ein partieller Materialverlust der Versiegelung von bis zu einem Drittel als Erfolg definiert wird. Allerdings ist ein kariesvorbeugender Effekt nur gegeben, wenn das Fissurenrelief vollständig und randspaltfrei versiegelt ist. Brockmann hat bereits 1989 Zugfestigkeitswerte beim Einsatz dieses Versieglers gemessen und Einflussfaktoren variiert (Brockmann et al., 1989): DELTON<sup>®</sup> wurde u.a. bei vorheriger Zahnreinigung mit Air Polishing und mit Prophylaxebürste getestet. Auch die Säure-Ätzung wurde ausgeführt. Dies ist eine der wenigen Studien, deren Versuchsdurchführung und -materialien denen der im Rahmen dieser Dissertation angewendeten ähnlich sind. Ein Vergleich zwischen der Studie von Brockmann und der hier vorliegenden ist aber nur sehr begrenzt durchführbar, weil u.a. die Kontaktfläche der Proben und die Abzugsgeschwindigkeit unterschiedlich sind.

Außerdem war bei Brockmann die Probenanzahl auf  $n=50$  limitiert. Wegen der Nichtvergleichbarkeit der Versuchsanordnungen weichen die Ergebnisse deutlich voneinander ab: Die Zugfestigkeiten von Brockmann liegen bei 3,96 MPa, in der vorliegenden Arbeit aber bei 25,77 MPa.

Die Zugfestigkeit bei Proben mit dem chemisch härtenden Fissurenversiegler DELTON® überragt die Haftwerte der Proben mit den eingesetzten lichthärtenden Versiegeln.

### **5.3. Fehlerbetrachtungen**

Die teilweise große Standardabweichung ist möglicherweise darauf zurückzuführen, dass sich verschiedene Faktoren auf die Oberfläche der Zahnschmelzproben auswirken. Zum einen können Schwankungen der Zugfestigkeiten entstehen, weil sich in der Demineralisationslösung Cellulose befand. Diese wird ebenfalls zersetzt und haftet an der Zahnoberfläche. Eine vollständige Entfernung ist nicht einschätzbar (Eggertsson, 2013). Des Weiteren kann eine Wasserschicht die Haftkräfte herabsetzen (Eggertsson, 2013). Der wechselnde pH-Wert zwischen der Demineralisationslösung und der Speichelkontamination bzw. dem Pulverstrahl führt zur Beeinflussung der Ergebnisse. Beim Air Polishing wird Natriumbikarbonat verwendet, eine basische Substanz, die zu einer Puffer-Reaktion führt und die Bildung von Präzipitaten herbeiführt (Staehele, 1994). Diese nicht löslichen Salze behindern die Polymerisation des Fissurenversieglers.

Technisch anspruchsvoll ist die Herstellung einer ebenen Probenfläche, um eine senkrechte Zugbelastung zu erlauben (Armstrong et al., 2010). Unabhängig von der Herstellungsmethode kann es hierbei zu Abweichungen kommen, die sich in veränderten Daten widerspiegeln. Eine nicht-normale Belastungsanwendung, sei es aufgrund der Proben oder aufgrund des Greifmechanismus, verändert die Spannungsverteilung an der Klebefläche (Ghassemieh, 2008). Inwieweit sich dies auf die Mikrozugfestigkeitswerte auswirkt, ist unklar.

Bezüglich des Versuchsaufbaus ist zu bedenken, dass eine veränderte Wandeigenschaft der Metallhülse im Laufe der Untersuchung – trotz häufigem Austauschen – nicht eingeschätzt werden kann (in einigen Fällen blieb z. B. das Polymer in der Stahlhülse haften). Dies können Gründe dafür sein, dass nur eine bedingte Reproduzierbarkeit vorliegt.



## 6 Zusammenfassung

Im Rahmen der präventiven Kariestherapie nimmt die Fissurenversiegelung einen hohen Stellenwert ein. Die hierfür verwendeten Materialien sind vorwiegend niedrigvisköse Komposite mit der Fähigkeit der Fluoridabgabe. Die Fissurenversiegler sind techniksensibel, was für den Erfolg einer Versiegelung maßgebend sein kann. Für einen Retentionsverlust können Verarbeitungsfehler wie unzureichende Trockenlegung und Säurekonditionierung, Materialüberschüsse und/oder unvollständige Polymerisationen ursächlich sein. Des Weiteren können materialspezifische Besonderheiten einen Retentionsverlust herbeiführen. Dazu gehören: Fülleranteil, Schrumpfung und Abrasionsverhalten (Hickel, 2009). Die vorübergehende Benetzung der Schmelzoberfläche mit Speichel durch mangelnde Compliance des Kindes oder das Vorhandensein demineralisierter Bereiche kann den Erfolg einer Versiegelung ebenfalls mindern. Folgen sind eine undichte Versiegelung (Mikroleakage) und eventueller Retentionsverlust. Eine Beeinträchtigung bei der Verbindung zwischen Zahnschmelz und Komposit kann durch organisches Material hervorgerufen werden (Manhart et al., 2004). In der Regel wird zu Beginn das Fissurenrelief mit einer Prophylaxebürste und einer fluoridfreien Paste gereinigt. Eine Art „Tiefenreinigung“ der Okklusalfäche kann mittels Pulverstrahl-Technik (Air Polishing) durchgeführt werden, bei der die Oberfläche zusätzlich energetisch aufgeladen wird. Aus diesem Grund war es Ziel dieser In-vitro-Studie, den Einfluss von Demineralisation, Speichelkontamination und der Vorbehandlung mit Air Polishing auf die Mikrozugfestigkeit von drei verschiedenen Fissurenversiegler auf humanen Schmelzproben zu untersuchen. Bei der Reinigung der Schmelzflächen wurden zwei Techniken gewählt: die herkömmliche Herangehensweise mit Prophylaxebürste und einer fluoridfreien Paste sowie das Air Polishing. Die Überprüfung der Haftkräfte stellt einen tendenziellen Ansatz dar, der durch Langzeitstudien in der klinischen Anwendung nachgewiesen werden muss. Innerhalb dieser Studie konnte bei allen Zugversuchen eine Haftfestigkeit zwischen Komposit und Zahnschmelz gemessen werden. Somit erscheint eine weiterführende klinische Studie vielversprechend. Weil die bisherige Datenlage bezüglich dieses Vorgehens nur wenige Ergebnisse bot, wurde diese Studie durchgeführt. Kritisch zu betrachten ist, dass in klinischen Studien ein partieller Materialverlust der Versiegelung von bis zu einem Drittel als Erfolg definiert wird. Allerdings ist ein kariesvorbeugender Effekt nur gegeben, wenn das Fissurenrelief vollständig und randspaltfrei versiegelt ist. In dieser Studie wurden zwei lighthärtende Fissurenversiegler (Fissurit F<sup>®</sup> und smartseal<sup>®</sup> & loc) und ein chemisch härtender Fissurenversiegler (DELTON<sup>®</sup>) untersucht. Für die Versuche wurden 270

Schmelzproben verwendet. Die unterschiedlichen Versuchsvoraussetzungen (14 Tage Demineralisation, 5-10 Sekunden Speichelbenetzung, Air Polishing) wurden standardisiert durchgeführt und sowohl einzeln als auch in Kombination getestet. Die Demineralisation erfolgte über 14 Tage in einer angesäuerten Hydroxyethylcellulose-Lösung bei einem pH von 4,5 bei 37°C. Die Applikation des Versieglers erfolgte nach Herstellerangaben. Die Mikrozugfestigkeit wurde mit der Universal-Testmaschine Zwick Z005 ermittelt. DELTON® zeigte in allen Versuchsreihen die höchste Zugfestigkeit – die Kontrollgruppe auf gesundem Schmelz zeigte Haftwerte von 25,77 MPa ( $\pm 9,62$  MPa). Der Vergleich der Haftwerte der gesunden Schmelzproben mit den demineralisierten Proben war im Falle von Fissurit F® und smartseal®&loc signifikant ( $p < 0,05$  Tukey's Studentized Range Test). Die Versuche mit dem künstlichen Speichel zeigten bei allen drei Versiegler eine Reduzierung der Haftkräfte, im Falle von smartseal® & loc wurden signifikante Ergebnisse ermittelt. Bei Fissurit F® und smartseal® & loc indizieren die mittleren Zugfestigkeiten, dass durch Air Polishing eine stärkere Haftung bei demineralisierten bzw. bei speichel-kontaminierten Proben erreicht wird als bei Proben ohne Pulverstrahl-Reinigung. Bei gesunden Schmelzarealen zeigte diese Anwendung keinerlei Veränderungen der Haftkräfte.

## 7 Schlussfolgerung

Da die Datenlage zum Thema Mikrozugfestigkeiten an versiegelten Schmelzflächen in Anbetracht verschiedener Ausgangsbedingungen als unzureichend angesehen werden kann, wurde diese In-vitro-Studie durchgeführt. Der Versuchsaufbau wurde an die klinische Situation bestmöglich angelehnt. In-vitro-Studien gehören in der Zahnmedizin zur Grundlagenforschung und reduzieren ethisch bedenkliche Ansätze von In-vivo-Studien. Die Ergebnisse stellen einen tendenziellen Ansatz dar, der durch Langzeitstudien in der klinischen Anwendung nachgewiesen werden muss.

Innerhalb dieser Studie konnte bei allen Zugversuchen eine Haftfestigkeit zwischen Fissurenversiegler und Zahnschmelz ermittelt werden, so dass eine weiterführende klinische Studie vielversprechend erscheint.

Aus der vorliegenden Arbeit kann geschlussfolgert werden, dass das chemisch härtende System DELTON<sup>®</sup> unter allen Versuchsbedingungen (Demineralisation, Speichelkontamination, Air Polishing) die höchsten Mikrozugfestigkeiten im Vergleich zu den lichthärtenden Fissurenversiegler Fissurit F<sup>®</sup> und smartseal<sup>®</sup> & loc aufwies. Die Demineralisation und die Speichelkontamination erzeugten bei DELTON<sup>®</sup> keine signifikante Reduktion der Haftwerte. DELTON<sup>®</sup> scheint die Risiken kompensieren zu können. Daher kann dessen Verwendung bei Kariesrisiko-Patienten als vorteilhaft erachtet werden. Außerdem bietet sich die Applikation von DELTON<sup>®</sup> bei Patienten an, bei denen kein Kofferdam eingesetzt werden kann. Innerhalb dieser experimentellen Studie wurde chemisch härtender DELTON<sup>®</sup> verwendet. Dieses 2-Komponenten-System bindet schnell ab und erfordert in der Anwendung ein zügiges Arbeiten. Inwieweit die lichthärtende Variante von DELTON<sup>®</sup> alltagstauglicher ist und ob die guten Haftfestigkeiten ebenfalls zutreffen, muss weiterführend untersucht werden. Ebenso zeigte Fissurit F<sup>®</sup> bei der Speichelkontamination keine signifikante Reduktion der Haftkräfte. Dieser Sachverhalt spricht für die Verwendung bei Patienten ohne die Zuhilfenahme von Kofferdam. Fissurit F<sup>®</sup> bewegte sich bei den ermittelten Haftfestigkeiten im Mittelfeld, smartseal<sup>®</sup> & loc zeigte insgesamt die niedrigsten Haftwerte. Außerdem bildeten sich durch die Applikationshülse Blasen, die den Erfolg einer Fissurenversiegelung langfristig reduzieren können.

Der Einsatz von Air Polishing zeigte bei allen drei Fissurenversiegler keine signifikante Steigerung der Haftwerte. Allerdings konnte dank Air Polishing eine Haftkraftsteigerung nach Demineralisation/Speichelkontamination festgestellt werden. Es zeigte sich ein positiver Effekt. Zu überlegen wäre, ob bei Kariesrisiko-Patienten die

Plaque-Entfernung mittels Air Polishing durchgeführt werden sollte, um der negativen Wirkung einer oftmals vorhandenen Schmelzdemineralisation vorzubeugen. Grund dafür ist, dass sich im klinischen Alltag initiale Schmelzläsionen im Fissurenrelief nicht immer sicher ausschließen lassen.

## 8 Literaturverzeichnis

Agrawal A, Shigli A (2012) Comparison of six different methods of cleaning and preparing occlusal fissure surface before placement of pit and fissure sealant: an in vitro study J Indian Soc Pedod Prev Dent 1:51-5.

Ahovuo-Saloranta A, Forss H, Walsh T, Hiiri A, Nordblad A, Makela M, Worthington HV (2013) Sealants for preventing dental decay in the permanent teeth Cochrane Database Syst Rev CD001830.

Ahovuo-Saloranta A, Hiiri A, Nordblad A, Makela M, Worthington HV (2008) Pit and fissure sealants for preventing dental decay in the permanent teeth of children and adolescents Cochrane Database Syst Rev 4:CD001830.

Angmar B, Carlstrom D, Glas JE (1963) Studies on the ultrastructure of dental enamel. IV. The mineralization of normal human enamel J Ultrastruct Res 12-23.

Arends J, Jongebloed WL (1978) Crystallites dimensions of enamel J Biol Buccale 3:161-71.

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 2:e50-62.

Armstrong SR, Jessop JL, Vargas MA, Zou Y, Qian F, Campbell JA, Pashley DH (2006) Effects of exogenous collagenase and cholesterol esterase on the durability of the resin-dentin bond J Adhes Dent 3:151-60.

Baca AP, Castillo A, Bravo M, Junco P, Llodra JC (2002) Mutans streptococci and lactobacilli in saliva after the application of fissure sealants Oper Dent 2:107-11.

Beauchamp J, Caufield PW, Crall JJ, Donly KJ, Feigal R, Gooch B, Ismail A, Kohn W, Siegal M, Simonsen R (2009) Evidence-based clinical recommendations for the use of pit-and-fissure sealants: a report of the American Dental Association Council on Scientific Affairs Dent Clin North Am 1:131-47, x.

Becker J: Fissurenversiegelung. In: Heidemann D (Hrsg.): Kariologie. Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore, 1999, S.71-79

Becker J, Ramil Diwo M, Heidemann D (1996) Der Einfluß der Pulsenergie bei Laser-Konditionierung auf die Retention von Fissurenversiegelungen Dtsch Zahnarztl Z 386.

Beirut N, Frencken JE, van't Hof MA, Taifour D, van Palenstein Helderman WH (2006) Caries-preventive effect of a one-time application of composite resin and glass ionomer sealants after 5 years Caries Res 1:52-9.

Berkowitz B, Holland G, Moxham B: Zahnschmelz. In: Berkowitz B, Holland G, Moxham B (Hrsg.): Farbatlas und Lehrbuch der oralen Anatomie. Carl Hanser Verlag, München Wien, 1980, S.79-88

Blackwood JA, Dilley DC, Roberts MW, Swift EJ, Jr. (2002) Evaluation of pumice, fissure enameloplasty and air abrasion on sealant microleakage *Pediatr Dent* 3:199-203.

Bohannon HM (1983) Caries distribution and the case for sealants *J Public Health Dent* 3:200-4.

Boksman L, McConnell RJ, Carson B, McCutcheon-Jones EF (1993) A 2-year clinical evaluation of two pit and fissure sealants placed with and without the use of a bonding agent *Quintessence Int* 2:131-3.

Borutta A, Hellwig E, Kleeberg L (2011) Kariesprophylaxe durch Intensivfluoridierung *Thieme-Refresher Zahnheilkunde* 1.

Bößmann KH (2001) Die Gruppenprophylaxe in Deutschland *Oralprophylaxe* 1:48-52.

Botti RH, Bossu M, Zallocco N, Vestri A, Polimeni A (2010) Effectiveness of plaque indicators and air polishing for the sealing of pits and fissures *Eur J Paediatr Dent* 1:15-8.

Bowen RL (1980) Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. XXII. The effects of a cleanser, mordant, and polySAC on adhesion between a composite resin and dentin *J Dent Res* 5:809-14.

Boyde A (1984) Airpolishing effects on enamel, dentine, cement and bone *Br Dent J* 8:287-91.

Bozalis WG, Marshall GW, Jr., Cooley RO (1979) Mechanical pretreatments and etching of primary-tooth enamel *ASDC J Dent Child* 1:43-9.

Brockmann SL, Scott RL, Eick JD (1989) The effect of an air-polishing device on tensile bond strength of a dental sealant *Quintessence Int* 3:211-7.

Brunnert R (1993) Kinetische Kavitätenpräparation mit KCP 2000 *Zahnärztl Welt* 508.

Buddecke E: Pathobiochemie der Karies. In: Buddecke E (Hrsg.): *Biochemische Grundlagen der Zahnmedizin*. Walter de Gruyter Verlag, 1981, S.124-135

Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ (2008) Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength Eur J Prosthodont Restor Dent 4:158-65.

Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR (1998) Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems Dent Mater 6:394-8.

Chan DC, Summitt JB, Garcia-Godoy F, Hilton TJ, Chung KH (1999) Evaluation of different methods for cleaning and preparing occlusal fissures Oper Dent 6:331-6.

Conference PNCD (1984) Dental sealants in the prevention of tooth decay J Dent Educ Correr GM, Caldo-Teixeira AS, Alonso RC, Puppini-Rontani RM, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L (2004) Effect of saliva contamination and re-etching time on the shear bond strength of a pit and fissure sealant J Appl Oral Sci 3:200-4.

Curiale F, Gallina G, Micci M, Messina P, Marciano V (1991) [S.E.M. analysis of composite resin surfaces applied to chemically and chemo-mechanically treated dentin] Stomatol Mediterr 2:89-94.

Debbrecht M, Geurtsen W (1996) Die Remineralisation artifiziieller initialkariöser Wurzeloberflächen mit NaF und SnF<sub>2</sub> in vitro Dtsch Zahnärztl Z 219-222.

Deery C, Fyffe HE, Nugent Z, Nuttall NM, Pitts NB (1997) Integrity, maintenance and caries susceptibility of sealed surfaces in adolescents receiving regular care from general dental practitioners in Scotland Int J Paediatr Dent 2:75-80.

Deutsch D, Pe'er E (1982) Development of enamel in human fetal teeth J Dent Res 1543-51.

Dunn WJ, Soderholm KJ (2001) Comparison of shear and flexural bond strength tests versus failure modes of dentin bonding systems Am J Dent 5:297-303.

Eggertsson H: Fissurenversiegelung. In: Meyer-Lückel H, Paris S, Ekstrand KE (Hrsg.): Karis. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2013, S.S.250-261

Ekstrand KR, Christiansen J, Christiansen ME (2003) Time and duration of eruption of first and second permanent molars: a longitudinal investigation Community Dent Oral Epidemiol 5:344-50.

Featherstone JD, Mellberg JR (1981) Relative rates of progress of artificial carious lesions in bovine, ovine and human enamel Caries Res 1:109-14.

Feigal RJ, Hitt J, Splieth C (1993) Retaining sealant on salivary contaminated enamel J Am Dent Assoc 3:88-97.

Fejerskov O, Thylstrup A: dental enamel. In: Mjör I, Fejerskov O (Hrsg.): Human oral embryology and histology. Mungsgaard, Kopenhagen, 1986, S.50

Finger WJ (1988) Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations Am J Dent 184-8.

Fontana M, Li Y, Dunipace AJ, Noblitt TW, Fischer G, Katz BP, Stookey GK (1996) Measurement of enamel demineralization using microradiography and confocal microscopy. A correlation study Caries Res 5:317-25.

Frankenberger R: Schmelzhaftung. In: Frankenberger R (Hrsg.): Adhäsiv-Fibel. spitta, 2010, S.42-48

Frankenberger R, Petschelt A, Krämer N: Klinische Werkstoffkunde für ein modernes Behandlungskonzept in der Kinderzahnheilkunde. In: Einwag J, Pieper K (Hrsg.): Kinderzahnheilkunde. Elsevier Urban & Fischer, München Jena, 2008, S.144

Frentzen M, Winkelsträter C, Van Benthem H, Koort H-J (1994) Bearbeitung der Schmelzoberfläche mit gepulster Laserstrahlung Dtsch Zahnarztl Z 2:166-168.

Fusayama T, Katayori T, Nomoto S (1963) Corrosion of Gold and Amalgam Placed in Contact with Each Other J Dent Res 1183-97.

Ganß C, Klimek J, Gleim A (1999) Qualität von Fissurenversiegelungen mit zwei fluoridfreisetzenden Versieglermaterialien Dtsch Zahnarztl Z 2:108-11.

Geitel B, Jahn K-R, Roulet J-F, Wischnewski R, Kostka E (2000) Qualitative REM-Untersuchungen KCP- behandelte Schmelzflächen Dtsch Zahnarztl Z 2:124-127.

Geurtsen W: Kunststoff-Füllung. In: Ketterl W (Hrsg.): Zahnerhaltungskunde I. Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore, 1992, S.167-198

Ghassemieh E (2008) Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries Dent Mater 4:536-47.

Gore DR (2010) The use of dental sealants in adults: a long-neglected preventive measure Int J Dent Hyg 3:198-203.

Grieve AR, Jones JC (1980) An in vitro study of marginal leakage associated with composite restorations using an acidified agar technique J Oral Rehabil 3:215-23.



Griffin SO, Gray SK, Malvitz DM, Gooch BF (2009) Caries risk in formerly sealed teeth J Am Dent Assoc 4:415-23.

Gutmann ME (1998) Air polishing: a comprehensive review of the literature J Dent Hyg 3:47-56.

Gwinnett AJ (1981) Acid etching for composite resins Dent Clin North Am 2:271-89.

Gwinnett AJ, Matsui A (1967) A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive Arch Oral Biol 12:1615-20.

Hahn P, Schaller HG, Gernhardt C, Hellwig E (1999) Influence of two dentin bonding systems on the demineralization of the root surface Oper Dent 6:344-50.

Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U (1993) Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents Dent Mater 3:191-7.

Handelman SL, Buonocore MG, Heseck DJ (1972) A preliminary report on the effect of fissure sealant on bacteria in dental caries J Prosthet Dent 4:390-2.

Hannigan A, O'Mullane DM, Barry D, Schafer F, Roberts AJ (2000) A caries susceptibility classification of tooth surfaces by survival time Caries Res 2:103-8.

Health Nlo (1984) Consensus development conference statement on dental sealants in the prevention of tooth decay. J Am Dent Assoc 2:233-6.

Heinrich-Weltzien R (1998) Ist eine effektive Kariesprävention ohne Fissurenversiegelung möglich? Quintessence 11:1099-1108.

Hellwig E, Klimek J, Attin J: Fissurenversiegelung. In: Hellwig E, Klimek J, Attin J (Hrsg.): Einführung in die Zahnerhaltung. Deutsche Ärzte Verlag, 2013a, S.150

Hellwig E, Klimek J, Attin J: Kariesprophylaxe. In: Hellwig E, Klimek J, Attin J (Hrsg.): Einführung in die Zahnerhaltung. Elsevier Urban & Fischer, 2007a, S.126

Hellwig E, Klimek J, Attin J: Kariesprophylaxe. In: Hellwig E, Klimek J, Attin J (Hrsg.): Einführung in die Zahnerhaltung. Deutscher Zahnärzte Verlag, 2009a, S.133

Hellwig E, Klimek J, Attin J: Mikroskopische Anatomie der Zahnhartsubstanzen. In: Hellwig E, Klimek J, Attin J (Hrsg.): Einführung in die Zahnerhaltung. Elsevier Urban & Fischer, 2007b, S.3-12

Hellwig E, Klimek J, Attin J: Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In: Hellwig E, Klimek J, Attin J (Hrsg.): Einführung in die Zahnerhaltung. Deutscher Zahnärzte Verlag, 2013b, S.213

Hellwig E, Lehmann K, Wenz H-J: Erkrankungen der Zahnhartsubstanzen. In: Hellwig E, Lehmann K, Wenz H-J (Hrsg.): Zahnärztliche Propädeutik. Deutscher Zahnärzte Verlag, 2009b, S.113

Hellwig E, Lehmann K, Wenz H-J: Fissurenversiegelung. In: Hellwig E, Lehmann K, Wenz H-J (Hrsg.): Zahnärztliche Propädeutik. Deutscher Zahnärzte Verlag, 2009c, S.143

Hellwig E, Lehmann K, Wenz H-J: Kariesprophylaxe. In: Hellwig E, Lehmann K, Wenz H-J (Hrsg.): Zahnärztliche Propädeutik. Deutscher Zahnärztlicher Verlag, 2009d, S.123

Hickel R (1989) Einsatzgebiete und Verfahren von Glasionomercementen als Füllungsmaterial Zahnärztliche Mitteilung 914.

Hickel R: Fissurenversiegelung. In: Hickel R (Hrsg.): Zahnerhaltungskunde I. Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore, 1992, S.223-227

Hickel R (2009) Leitlinie Fissuren- u Grübchenversiegelung - Langfassung  
Hollemann: Reaktionen von Calciumphosphat mit Säuren. In: Hollemann (Hrsg.): Lehrbuch der Anorganischen Chemie. Walter De Gruyer-Verlag, Berlin, New York, 2007, S.797-800

Hyatt P (1930) A Review of dental literature on pits and fissures J Dent Res 6:659-673.

Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B (2001) Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin J Adhes Dent 3:237-45.

Irmisch B (1992) Kariesprophylaxe mittels Fissurenversiegelung Dtsch Zahnarztl Z 11:790-793.

Ishikawa A, Shimada Y, Foxton RM, Tagami J (2007) Micro-tensile and micro-shear bond strengths of current self-etch adhesives to enamel and dentin Am J Dent 3:161-6.

Ismail AI, Gagnon P (1995) A longitudinal evaluation of fissure sealants applied in dental practices J Dent Res 9:1583-90.

Jansma J, Vissink A, Jongebloed WL, Retief DH, Johannes 's-Gravenmade E (1993) Natural and induced radiation caries: A SEM study Am J Dent 3:130-6.

Javadinejad S, Razavi M, Birang R, Atefat M (2012) In vitro study of microleakage of different techniques of surface preparation used in pits and fissures Indian J Dent Res 2:247-50.

Jensen ME, Wefel JS, Triolo PT, Hammesfahr PD (1990) Effects of a fluoride-releasing fissure sealant on artificial enamel caries Am J Dent 2:75-8.

Jodkowska E (2008) Efficacy of pit and fissure sealing: long-term clinical observations Quintessence Int 7:593-602.

Jordan HV, Keyes PH (1966) In vitro methods for the study of plaque formation and carious lesions Arch Oral Biol 8:793-802.

Jost-Brinkmann PG (1998) The influence of air polishers on tooth enamel. An in-vitro study J Orofac Orthop 1:1-16.

Kandelman DP (1983) Comments and questions on the use of pit-and-fissure sealants J Public Health Dent 3:240-2.

Kantovitz KR, Pascon FM, Alves MC, Nociti FH, Tabchoury CP, Puppini-Rontani RM (2011) Influence of different enamel substrates on microtensile bond strength of sealants after cariogenic challenge J Adhes Dent 2:131-7.

Katora ME, Jubach T, Polimus MM (1981) Airbrasive etching of the enamel surface Quintessence Int Dent Dig 9:967-8.

Kawasaki K, Featherstone JD (1997) Effects of collagenase on root demineralization J Dent Res 1:588-95.

Kersten S, Lutz F, Schüpbach P (2001) So optimieren Sie die Fissurenversiegelung - eine In-Vitro-Untersuchung und ihre klinische Relevanz zm-online [http://zm-online.de/zm/8\\_01/pages2/zmed1.htm](http://zm-online.de/zm/8_01/pages2/zmed1.htm).

Kidd EA (1976) Microleakage: a review J Dent 5:199-206.

Kielbassa AM, Schendera A, Schulte-Monting J (2000) Microradiographic and microscopic studies on in situ induced initial caries in irradiated and nonirradiated dental enamel Caries Res 1:41-7.

Kielbassa AM, Shohadai SP, Schulte-Monting J (2001) Effect of saliva substitutes on mineral content of demineralized and sound dental enamel Support Care Cancer 1:40-7.

Kitchens DH (2005) The economics of pit and fissure sealants in preventive dentistry: a review J Contemp Dent Pract 3:95-103.

Klimm W: Ätiologie und Pathogenese der Karies. In: Klimm W (Hrsg.): Kariologie. Carl-Hanser Verlag München Wien, 1997a, S.48-125

Klimm W: Epidemiologie der Karies. In: Klimm W (Hrsg.): Kariologie. Carl Hanser Verlag, München Wien, 1997b, S.14-46

Klimm W: Prophylaxe der Karies. In: Klimm W (Hrsg.): Kariologie. Carl Hanser Verlag, München Wien, 1997c, S.175-212

Knobloch LA, Meyer TS, Kerby R, Johnston W (2005) Microleakage and bond strength of sealant to primary enamel comparing air abrasion and acid etch technique Pediatr Dent 6:463-469.

Koch MJ, Garcia-Godoy F, Mayer T, Staehle HJ (1997) Clinical evaluation of Helioseal F fissure sealant Clin Oral Investig 4:199-202.

Koch MJ, Staehle H (1992) Experimentelle Untersuchungen zur Reinigung des Fissurensystems vor Versiegelung Dtsch Zahnärztl Z 11:764-767.

Kolavic Gray S, Griffin SO, Malvitz DM, Gooch BF (2009) A comparison of the effects of toothbrushing and handpiece prophylaxis on retention of sealants J Am Dent Assoc 1:38-46.

König KG (1963) Dental morphology in relation to caries resistance with special reference to fissures as susceptible areas J Dent Res 46:1-76.

Kozlovsky A, Artzi Z, Nemcovsky CE, Hirshberg A (2005) Effect of air-polishing devices on the gingiva: histologic study in the canine J Clin Periodontol 4:329-34.

Kühnisch J, Mansmann U, Heinrich-Weltzien R, Hickel R (2012) Longevity of materials for pit and fissure sealing- results from a meta-analysis Dent Mater 3:298-303.

Kühnisch J, Senkel H, Heinrich-Weltzien R (2003) [Comparative study on the dental health of German and immigrant 8- to 10-years olds in the Westphalian Ennepe-Ruhr district] Gesundheitswesen 2:96-101.

Künzel W (2001) Zur Konversion der epidemiologischen Zucker/Karies Relation in Europa Oralprophylaxe 66-69.

Laurisch L (1993) Prävention der Fissurenkaries Dtsch Zahnärztl Z 31-32.

Lehmann K, Hellwig E: Aufbau der Zähne und der Zahnreihen. In: Lehmann K, Hellwig E (Hrsg.): Zahnärztliche Propädeutik. Elsevier Urban & Fischer, 2005a, S.32

Lehmann K, Hellwig E: Erkrankungen der Zahnhartsubstanzen. In: Lehmann K HE (Hrsg.): Zahnärztliche Propädeutik. Elsevier Urban & Fischer, 2005b, S.88

Lekka M, Papagiannoulis L, Eliades G (1991) Porosity of pit and fissure sealants J Oral Rehabil 3:213-20.

Llodra JC, Bravo M, Delgado-Rodriguez M, Baca P, Galvez R (1993) Factors influencing the effectiveness of sealants--a meta-analysis Community Dent Oral Epidemiol 5:261-8.

Locker D, Jokovic A, Kay EJ (2003) Prevention. Part 8: The use of pit and fissure sealants in preventing caries in the permanent dentition of children Br Dent J 7:375-8.

Lüllmann-Rauch R: Zahnentwicklung. In: Lüllmann-Rauch R (Hrsg.): Histologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2003, S.300-311

Lutz F (1974) Die Adhäsiv-Versiegelung Schweiz. Mschr. Zahnheilk 1082.

Manhart J, Huth KC, Chen HY, Hickel R (2004) Influence of the pretreatment of occlusal pits and fissures on the retention of a fissure sealant Am J Dent 1:12-8.

Marthaler TM (2004) Changes in dental caries 1953-2003 Caries Res 3:173-81.

Marthaler TM (1975) Die Kariesprophylaktische Aktion im Kanton Zürich 1962-1974 samt statistischen Erfolgsbericht über die ersten 8 Jahre Schweiz Monatsschr Zahnheilk 85:1147.

Mazzoleni S, De Francesco M, Perazzolo D, Favero L, Bressan E, Ferro R, Stellini E (2007) Comparative evaluation of different techniques of surface preparation for occlusal sealing Eur J Paediatr Dent 3:119-23.

Mejare I, Lingstrom P, Petersson LG, Holm AK, Twetman S, Kallestal C, Nordenram G, Lagerlof F, Soder B, Norlund A, Axelsson S, Dahlgren H (2003) Caries-preventive effect of fissure sealants: a systematic review Acta Odontol Scand 6:321-30.

Mejare I, Mjor IA (1990) Glass ionomer and resin-based fissure sealants: a clinical study Scand J Dent Res 4:345-50.

Mellberg JR (1992) Hard-tissue substrates for evaluation of cariogenic and anti-cariogenic activity in situ J Dent Res 9:913-9.

Mertz-Fairhurst EJ, Fairhurst CW, Williams JE, Della-Giustina VE, Brooks JD (1984) A comparative clinical study of two pit and fissure sealants: 7-year results in Augusta, GA J Am Dent Assoc 2:252-5.

Meyerowitz C, Featherstone JD, Billings RJ, Eisenberg AD, Fu J, Shariati M, Zero DT (1991) Use of an intra-oral model to evaluate 0.05% sodium fluoride mouthrinse in radiation-induced hyposalivation J Dent Res 5:894-8.

Momeni A, Hartmann T, Born C, Pieper K (2005) Kariesprävalenz und Behandlungsbedarf bei 12-Jährigen im Kreis Marburg-Biedenkopf

Oralprophylaxe & Kinderzahnheilkunde 4:153-156.

Morphis TL, Toumba KJ, Lygidakis NA (2000) Fluoride pit and fissure sealants: a review Int J Paediatr Dent 2:90-8.

Ogaard B, Arends J, Schuthof J, Rolla G, Ekstrand J, Oliveby A (1986) Action of fluoride on initiation of early enamel caries in vivo. A microradiographical investigation Caries Res 3:270-7.

Oong EM, Griffin SO, Kohn WG, Gooch BF, Caufield PW (2008) The effect of dental sealants on bacteria levels in caries lesions: a review of the evidence J Am Dent Assoc 3:271-8; quiz 357-8.

Orland FJ, Blayney JR, Harrison RW, Reyniers JA, Trexler PC, Wagner M, Gordon HA, Luckey TD (1954) Use of the germfree animal technic in the study of experimental dental caries. I. Basic observations on rats reared free of all microorganisms J Dent Res 2:147-74.

Osborn JW (1968) Cross-Sectional Outlines of Human Enamel Prisms Acta Anatomica 4:493-8.

Osborn JW (1971) A relationship between the striae of retzius and prism directions in the transverse plane of the human tooth Arch Oral Biol 9:1061-70.

Pahlavan A, Dennison JB, Charbeneau GT (1976) Penetration of restorative resins into acid-etched human enamel J Am Dent Assoc 6:1170-6.

Papacchini F, Goracci C, Sadek F, Monticelli F, Garcia-Godoy F, Ferrari M (2005) Microtensile bond strength to ground enamel by glass-ionomers, resin-modified glass-ionomers, and resin composites used as pit and fissure sealants Journal of Dentistry for children 459-467.

Paris S, Ekstrand KR, Meyer-Lückel H: Von der Diagnostik zur Therapie. In: Paris S, Ekstrand KR, Meyer-Lückel H (Hrsg.): Karies. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2013,

Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM (1995) Adhesion testing of dentin bonding agents: a review Dent Mater 2:117-25.

Perdigao J, Fundingsland JW, Duarte S, Jr., Lopes M (2005) Microtensile adhesion of sealants to intact enamel Int J Paediatr Dent 5:342-8.

Petschelt A, Krämer N, Frankenberger R: Füllungstherapie im Wechselgebiss. In: Einwag J, Pieper K (Hrsg.): Kinderzahnheilkunde. Elsevier Urban & Fischer, München Jena, 2008, S.187-219

Pigman W, Gilman E, Powell R, Muntz L (1957) The action of individual bacterial strains on human teeth under in vitro conditions J Dent Res 2:314-24.

Pikdoken ML, Ozcelik C (2006) Severe enamel abrasion due to misuse of an air polishing device Int J Dent Hyg 4:209-12.

Quinonez RB, Downs SM, Shugars D, Christensen J, Vann WF, Jr. (2005) Assessing cost-effectiveness of sealant placement in children J Public Health Dent 2:82-9.

Radlanski RJ: Struktur des Zahnschmelzes. In: Radlanski RJ (Hrsg.): Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie. Quintessenz-Verlag-GmbH, Berlin, 2011, S.227-237

Reeves GW, Fitchie JG, Hembree JH, Jr., Puckett AD (1995) Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth Oper Dent 6:230-5.

Reisner KR, Levitt HL, Mante F (1997) Enamel preparation for orthodontic bonding: a comparison between the use of a sandblaster and current techniques Am J Orthod Dentofacial Orthop 4:366-73.

Ripa L (1985) The current status of pit and fissure sealants: a review. Journal of the Canadian Dental Association 367-380.

Ripa LW (1993) Sealants revisited: an update of the effectiveness of pit-and-fissure sealants Caries Res 77-82.

Rock WP, Evans RIW (1983) A comparative study between a chemically polymerised fissure sealant resin and a light-cured resin Br Dent J 344-6.

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 4:236-40.

Schaller H-G-, Gernhardt CR, Bekes K, Brandt K, Hoidis C (2011) Microleakage of Fissure Sealants after Aging Based on Fissure Configuration Int Poster J Dent Oral Med 2011 1:Poster 523.

Schemel W, Hummel K, Krekeler G (1984) Härteprüfungen an Schmelz, Dentin und Zement rezenter menschlicher Zähne Schweiz. Mschr. Zahnmed. 1029.

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 2:e78-93.

Schiffner U SR (1995) The effect of xylitol on bacterial dentine demineralization in vitro Caries res 306.

Schmidt H, Schwartz J, Klimek J (1994) Untersuchung zur Remineralisation von Dentin in der Mundhöhle Dtsch Zahnarzt Z 7:519-521.

Schour I, Massler M (1940) studies in tooth development: the growth pattern of human teeth J Amer dent Ass 1918.

Schroeder H: Amelogenesis und Zahnschmelz. In: Schroeder H (Hrsg.): Orale Strukturbiologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 1992, S.37-84

Schumacher G, Schmidt H, Börnig H, Richter W: Entwicklung der Zähne. In: Schumacher G, Schmidt H, Börnig H, Richter W (Hrsg.): Anatomie und Biochemie der Zähne. VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin, 1990a, S.55-155

Schumacher G, Schmidt H, Börnig H, Richter W: Histologie der Zahngewebe. In: Schumacher G, Schmidt H, Börnig H, Richter W (Hrsg.): Anatomie und Biochemie der Zähne. VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin, 1990b, S.156-268

Scott L, Brockmann S, Houston G, Tira D (1988) Retention of dental sealants following the use of airpolishing and traditional cleaning Dent Hyg (Chic) 8:402-6.

Scott L, Greer D (1987) The effect of an air polishing device on sealant bond strength J Prosthet Dent 3:384-7.

Seemann R, Bizhang M, Kluck I, Loth J, Roulet JF (2005) A novel in vitro microbial-based model for studying caries formation--development and initial testing Caries Res 3:185-90.

Sen Tunc E, Bayrak S, Tuloglu N, Ertas E (2012) Evaluation of microtensile bond strength of different fissure sealants to bovine enamel Aust Dent J 1:79-84.



Shellis P: Ätiologie und Pathogenese der Karies. In: Meyer-Lückel H, Paris S, Ekstrand KR (Hrsg.): Karies. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2013, S.23-41

Shellis RP (1984a) Relationship between human enamel structure and the formation of caries-like lesions in vitro Arch Oral Biol 12:975-81.

Shellis RP (1984b) Variations in growth of the enamel crown in human teeth and a possible relationship between growth and enamel structure Arch Oral Biol 9:697-705.

Silverstone LM (1984) State of the art on sealant research and priorities for further research J Dent Educ 2 Suppl:107-18.

Silverstone LM (1968) The surface zone in caries and in caries-like lesions produced in vitro Br Dent J 4:145-57.

Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ (1985) Oral fluid contamination of etched enamel surfaces: an SEM study J Am Dent Assoc 3:329-32.

Silverstone LM, Wefel JS, Zimmerman BF, Clarkson BH, Featherstone MJ (1981) Remineralization of natural and artificial lesions in human dental enamel in vitro. Effect of calcium concentration of the calcifying fluid Caries Res 2:138-57.

Simonsen RJ (1996) Glass ionomer as fissure sealant--a critical review J Public Health Dent 3 Spec No:146-9; discussion 161-3.

Sol E, Espasa E, Boj JR, Canalda C (2000) Effect of different prophylaxis methods on sealant adhesion J Clin Pediatr Dent 3:211-4.

Songpaisan Y, Bratthall D, Phantumvanit P, Somridhivej Y (1995) Effects of glass ionomer cement, resin-based pit and fissure sealant and HF applications on occlusal caries in a developing country field trial Community Dent Oral Epidemiol 1:25-9.

Splieth CH, Ekstrand KR, Alkilzy M, Clarkson J, Meyer-Lueckel H, Martignon S, Paris S, Pitts NB, Ricketts DN, van Loveren C (2010) Sealants in dentistry: outcomes of the ORCA Saturday Afternoon Symposium 2007 Caries Res 1:3-13.

Stack M: chemical organization of the organic matrix of enamel. In: A.E.W. M (Hrsg.): Structural and chemical organization of teeth. Academic Press, New York, 1967, S.317

Staehle H: Materialauswahl, Risiken, Nachsorge. In: Staehle H (Hrsg.): Versiegelung von Zähnen. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1994, S.55

Stansbury J, Bowman C (2010) The progress in development dental restorative materials Material Matters 73:

Steiniger B, Schwarzbach H, Stachniss V: Schmelz. In: Steiniger B, Schwarzbach H, Stachniss V (Hrsg.): Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Parodonts. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2010, S.13-23

Stephen KW, Creanor SL, Russell JI, Burchell CK, Strang DM (1989) The prevalence of fissure sealants in Lanarkshire, Scotland. A 3-year study Br Dent J 11:390-4.

Strand GV, Raadal M (1988) The efficiency of cleaning fissures with an air-polishing instrument Acta Odontol Scand 2:113-7.

Striebel H: Perioperative Infusions- und Transfusionstherapie. In: Striebel H (Hrsg.): Anästhesie, Intensivmedizin, Notfallmedizin. Schattauer, Stuttgart New York, 2008, S.129-142

Sundfeld RH, de Oliveira CH, da Silva AM, Briso AL, Sundfeld ML (2005) Resin tag length of one-step and self-etching adhesives bonded to unground enamel Bull Tokyo Dent Coll 3:43-9.

Sveen OB, Jensen OE (1986) Two-year clinical evaluation of Delton and Prisma-Shield Clin Prev Dent 5:9-11.

Swift EJ, Jr. (1988) The effect of sealants on dental caries: a review J Am Dent Assoc 6:700-4.

Tandon S, Kumari R, Udupa S (1989) The effect of etch-time on the bond strength of a sealant and on the etch-pattern in primary and permanent enamel: an evaluation ASDC J Dent Child 3:186-90.

Tang G, Yip HK, Cutress TW, Samaranayake LP (2003) Artificial mouth model systems and their contribution to caries research: a review J Dent 3:161-71.

Tay FR, Frankenberger R, Carvalho RM, Pashley DH (2005) Pit and fissure sealing. Bonding of bulk-cured, low-filled, light-curing resins to bacteria-contaminated uncut enamel in high c-factor cavities Am J Dent 1:28-36.

ten Cate JM, Duijsters PP (1982) Alternating demineralization and remineralization of artificial enamel lesions Caries Res 3:201-10.

Topaloglu Ak A, Riza Alpoz A (2010) Effect of saliva contamination on microleakage of three different pit and fissure sealants Eur J Paediatr Dent 2:93-6.

Ulfing N: Kopf und Hals. In: Ulfing N (Hrsg.): Kurzlehrbuch Embryologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2005, S.77

van der Reijden WA, Buijs MJ, Damen JJ, Veerman EC, ten Cate JM, Nieuw Amerongen AV (1997) Influence of polymers for use in saliva substitutes on de- and remineralization of enamel in vitro *Caries Res* 3:216-23.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges *Oper Dent* 3:215-35.

Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J (2010) Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes *Dent Mater* 2:e100-21.

Van Steenkiste V (2002) Kariespräventive Strategien Oralprophylaxe 103.

Vieira AL, Zanella NL, Bresciani E, Barata Tde J, da Silva SM, Machado MA, Navarro MF (2006) Evaluation of glass ionomer sealants placed according to the ART approach in a community with high caries experience: 1-year follow-up *J Appl Oral Sci* 4:270-5.

Vineet D, Tandon S (2000) Comparative evaluation of marginal integrity of two new fissure sealants using invasive and non-invasive techniques: a SEM study *J Clin Pediatr Dent* 4:291-7.

Waters N: Evidence for regarding enamel as an ion exchange membrane. In: Fearnhead RW, Stack M (Hrsg.): *Tooth-Enamel II*. Wright, Bristol, 1971, S.166

Webster MJ, Nanda RS, Duncanson MG, Jr., Khajotia SS, Sinha PK (2001) The effect of saliva on shear bond strengths of hydrophilic bonding systems *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1:54-8.

Welbury R, Raadal M, Lygidakis NA (2004) EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants *Eur J Paediatr Dent* 3:179-84.

Wendt LK, Koch G, Birkhed D (2001) Long-term evaluation of a fissure sealing programme in Public Dental Service clinics in Sweden *Swed Dent J* 2:61-5.

Yakut N, Sonmez H (2006) Resin composite sealant vs. polyacid-modified resin composite applied to post eruptive mature and immature molars: two year clinical study *J Clin Pediatr Dent* 3:215-8.

Yazici AR, Kiremitci A, Celik C, Ozgunaltay G, Dayangac B (2006) A two-year clinical evaluation of pit and fissure sealants placed with and without air abrasion pretreatment in teenagers *J Am Dent Assoc* 10:1401-5.

Zhao SJ, Zhang L, Tang LH, Chen JH (2010) Nanoleakage and microtensile bond strength at the adhesive-dentin interface after different etching times Am J Dent 6:335-40.

Zimmer S: Professionelle Kariesprophylaxe. In: Rateitschak K, Wolf H (Hrsg.): Farbatlanten der Zahnmedizin 16 - Prophylaxe und Präventivzahnmedizin. Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2002, S.S. 79

Zimmer S, Strafela N, Bastendorf K-D, Bartsch A, Lang H, Barthel C-R (2009) Klinische Erfolgsraten von Fissurenversiegelungen mit Kompomer oder bis-GMA nach drei Jahren Oralprophylaxe 1:8-12.

## 9 Tabellenanhang

Tab. 9: Ergebnisse der Einzelmessungen

Gruppe	Probennummer														
	Mikrozugfestigkeit in MPa														
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
<b>FKK</b>	20,19	18,27	16,60	23,97	25,26	27,29	18,48	16,45	12,85	13,74	14,39	13,63	16,44	17,09	17,50
<b>FKD</b>	9,77	12,03	8,80	7,13	8,21	10,43	16,28	8,40	7,37	10,38	11,89	13,03	2,95	6,16	11,09
<b>FKS</b>	17,07	6,11	21,44	17,13	11,77	10,58	7,56	10,14	7,41	8,88	10,47	11,38	16,31	9,0	6,87
<b>FAK</b>	15,27	17,56	18,50	14,51	15,74	12,08	14,94	20,50	14,84	11,68	21,34	16,15	12,28	23,45	11,91
<b>FAD</b>	7,33	17,39	10,25	16,51	19,85	12,14	17,71	9,87	6,59	20,34	17,71	16,17	18,58	19,36	17,72
<b>FAS</b>	16,37	16,55	13,72	16,12	9,41	11,88	16,96	16,01	8,48	14,36	10,48	13,33	9,95	11,86	11,64
<b>SKK</b>	15,16	20,54	14,64	12,52	17,36	16,41	17,26	15,27	14,10	16,64	20,10	16,56	18,33	12,37	16,69
<b>SKD</b>	5,89	4,51	6,59	15,45	4,06	4,05	7,98	4,07	5,16	19,60	14,42	3,03	12,43	9,85	12,15
<b>SKS</b>	8,08	8,53	11,82	6,76	10,22	10,72	8,76	11,15	8,88	8,42	8,06	8,32	9,75	12,05	8,36
<b>SAK</b>	17,75	14,69	11,92	18,95	17,86	18,69	15,65	22,02	13,50	15,20	18,73	12,28	10,24	13,69	21,87
<b>SAD</b>	14,34	21,06	19,17	10,83	6,56	12,28	15,70	13,75	17,64	12,75	9,28	13,92	15,27	11,43	10,83
<b>SAS</b>	14,02	11,40	17,61	9,28	15,72	15,62	14,22	12,44	13,83	12,14	15,39	18,14	16,65	15,30	12,92
<b>DKK</b>	14,63	36,60	27,96	16,78	22,90	30,30	10,00	36,45	40,79	19,67	40,19	23,85	22,31	16,43	27,79
<b>DKD</b>	28,97	7,82	12,88	19,67	14,65	27,28	15,49	31,92	13,33	19,35	28,39	13,33	19,35	28,39	33,30
<b>DKS</b>	21,48	11,45	12,98	18,85	29,98	19,99	27,55	22,04	28,00	20,34	23,20	29,46	13,33	16,56	20,87
<b>DAK</b>	19,73	13,50	12,21	31,17	21,60	24,49	23,28	25,11	13,75	17,86	31,58	32,54	17,31	29,60	21,90
<b>DAD</b>	22,75	13,41	33,34	25,39	17,59	20,46	17,45	21,92	26,43	25,07	16,23	24,36	15,20	10,61	14,88
<b>DAS</b>	15,66	17,65	9,21	14,68	31,38	19,87	12,94	16,45	14,93	20,80	30,55	19,64	12,32	16,78	22,67

## 10 Thesen

1. Die präventive Versiegelung kariesanfälliger Fissuren und Grübchen hat das Ziel, eine Kariesinitiation vor allem im okklusalen Bereich vorzubeugen und/oder kariöse Frühstadien zu arretieren. Für die Fissurenversiegelung finden vorwiegend niedrigvisköse Kompositmaterialien Verwendung
2. Methodisch wird davon ausgegangen, dass Mikrozugversuche in der Zahnmedizin eine bewährte Vorgehensweise zur Überprüfung der Haftkräfte von dentalen Materialien darstellen.
3. Die Reinigung des Fissurensystems ist für eine effektive Versiegelung entscheidend. Hierfür können die Bürstenreinigung mit einer Polierpaste (Klint) oder die Pulverstrahl-Anwendung (Air Polishing) zum Einsatz kommen.
4. Das Anliegen dieser Arbeit bestand darin, den Einfluss unterschiedlicher Reinigungstechniken (Bürstenreinigung, Air Polishing) von humanem Schmelz auf die Mikrozugfestigkeit verschiedener Fissurenversiegler (Fissurit F<sup>®</sup>, smartseal<sup>®</sup> & loc, DELTON<sup>®</sup>) an kariesfreien, speichelkontaminierten und demineralisierten Schmelzarealen in vitro zu untersuchen.
5. Im Rahmen der durchgeführten In-vitro-Studie konnten bei allen zum Einsatz gekommenen Fissurenversiegler Mikrozugfestigkeiten auf humanem Schmelz gemessen werden.
6. Der selbsthärtende Fissurenversiegler DELTON<sup>®</sup> wies auf den mit Klint gereinigten kariesfreien Schmelzproben mit 25,77 MPa die höchste Zugfestigkeit auf. Der niedrigste Wert wurde bei dem Fissurenversiegler smartseal<sup>®</sup> & loc auf mit Klint vorbehandelten demineralisierten Schmelzkörpern mit 8,61 MPa gemessen.
7. Das Air Polishing bewirkte im Vergleich zur konventionellen Bürstenreinigung keine signifikante Steigerung der Haftwerte.
8. Bei kariös verändertem Zahnschmelz zeigte das Air Polishing einen tendenziell positiven Effekt auf die Mikrozugfestigkeit, dieser war jedoch nicht signifikant ( $p > 0,05$ ).
9. Die Kontamination mit Speichel führte bei allen drei Fissurenversiegler zu einer Reduktion der Haftkräfte. Bei den Versiegler Fissurit F<sup>®</sup> und smartseal<sup>®</sup> & loc waren diese Haftkraftverluste signifikant.

10. Demineralisierte Schmelzproben zeigten ebenfalls verringerte Mikrozugfestigkeiten. Diese Reduktion war bei den lichthärtenden Materialien Fissurit F<sup>®</sup> und smartseal<sup>®</sup> & loc signifikant.

## 11 Tabellarischer Lebenslauf

### Angaben zur Person:

Name: Stefanie Claudia Riediger

Geburtsdatum: 26.02.1987

Geburtsort: Freiberg (Sachsen)

Staatsangehörigkeit: deutsch

Eltern: Dr. med. dent. Hans-Jochen Riediger

Dr. phil. Sylvia Riediger, geb. Schulze

### Schulbildung:

08/1992-07/1996	Grundschule Gottfried Silbermann (Freiberg, Sa.)
08/1996-07/2005	Geschwister-Scholl-Gymnasium Freiberg
07/2005	Allgemeine Hochschulreife

### Hochschulbildung:

10/2005-11/2010	Studium der Zahnmedizin an der Martin Luther-Universität Halle-Wittenberg
08/2006	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
03/2007	Zahnärztliche Vorprüfung
11/2010	Staatsexamen Zahnmedizin
11/2010	Approbation als Zahnärztin
seit 01/2011	angestellte Zahnärztin in der oralchirurgischen Praxis Dr. Blume in Dresden



## **12 Selbstständigkeitserklärung**

Hiermit erkläre ich, **Stefanie Claudia Riediger, geboren am 26.02.1987**, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt habe.

Ich habe mich dabei keiner anderen als der von mir angegebenen Quellen und Hilfen bedient.

Dresden, den 08.02.2014

Stefanie Claudia Riediger

### **13 Erklärung über frühere Promotionsversuche**

Hiermit erkläre ich, **Stefanie Claudia Riediger, geboren am 26.02.1987**, bisher an keiner in- und/oder ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um eine Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt zu haben.

Dresden, den 08.02.2014

Stefanie Claudia Riediger

## **14 Danksagung**

Dank gilt an dieser Stelle meiner Mentorin, Privatdozentin Oberärztin Dr. med. dent. habil. K. Bekes (Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie), für die Überlassung des Themas. Ich danke ihr für die geleistete Unterstützung. Ihre zielgerichteten Anregungen und kritischen Hinweise bildeten eine wesentliche Grundlage für die Anfertigung der vorliegenden Arbeit.

Ebenfalls bedanke ich mich bei Prof. Dr. G. Roewer (ehemals Lehrstuhl für Anorganische Chemie an der TU-Bergakademie Freiberg) für die werkstoffkundlichen Hinweise und die anregenden Diskussionen. Diese Konsultationen schafften Verständnis für die materialwissenschaftlichen Aspekte des Untersuchungsgegenstandes.

Für die im Labor geleistete kontinuierliche Unterstützung gilt mein Dank Frau Dr. rer. nat. Schulz, Leiterin des Forschungslabors am Department für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde.

Dank gilt auch den Kollegen der Medizinischen Fakultät Carl Gustav Carus der TU Dresden für ihre Aufgeschlossenheit gegenüber den zur Diskussion gestellten Themen und für die Möglichkeit der Nutzung technischer Ausrüstungen.

Von ganzem Herzen danke ich meiner Familie.