

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar

Direktor: Prof. Dr. M. Hannig

***In-vitro*-Studie zur Oberflächenqualität eines Versieglers nach chemischer Belastung**

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2017

vorgelegt von:

Christiane Klara Elisabeth Feinen

geb. am: 21.01.1975 in Köln

Tag der Promotion:

Dekan: Prof. Dr. M.D. Menger

1. Berichterstatter: Prof. Dr. S. Rupf

2. Berichterstatter:

Meinem Vater in Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	ZUSAMMENFASSUNG.....	1
1.1	Deutsche Zusammenfassung	1
1.2	Abstract.....	2
2	EINLEITUNG.....	4
2.1	Literaturübersicht.....	5
2.1.1	Karies und nichtkariöse Zahnhartsubstanzdefekte.....	5
2.1.2	Fissurenversiegelung.....	9
2.1.3	Kunststoffversiegler.....	10
2.1.4	Alterungsursachen und Verschleiß – Korrosion von Kunststoffen	14
2.1.5	Intraoraler Verschleiß und Verschleißmechanismen.....	15
2.1.6	Mechanische und chemische Widerstandsfähigkeit von Kunststoff- versiegler.....	17
2.1.7	Chemisch bedingte Degradation methacrylatbasierter Materialien.....	18
2.1.8	Mundspülungen und methacrylatbasierte Materialien.....	20
2.1.9	Die Rolle der Ernährung in Bezug auf intraoral genutzte Kunststoffe.....	21
2.1.10	Oberflächenevaluation zahnärztlicher Materialien	22
2.2	Ziel der Arbeit / Fragestellung.....	24
3	MATERIAL UND METHODE.....	25
3.1	Material.....	25
3.1.1	Auswahl und Vorbehandlung des Probenmaterials	25
3.1.2	Beschreibung des Fissurenversieglers	25
3.2	Methode	26

3.2.1	Herstellung von Fissurenversiegelungen <i>in vitro</i>	26
3.2.2	Herstellung von Materialproben	27
3.2.3	Prüfagenzien	28
3.2.4	Vorversuche	29
3.2.5	Testreihen.....	31
3.3	Rauheitsmessung	37
3.4	Mikrohärtemessung	37
3.5	Lichtmikroskopie	38
3.6	Rasterelektronenmikroskopie	39
3.7	Statistische Analyse	41
4	ERGEBNISSE.....	42
4.1	Ergebnisse der Vorversuche	42
4.1.1	Ergebnisse Einfluss der Politur auf Materialproben	42
4.2	Ergebnisse der Testreihen.....	46
4.2.1	Quantitative Evaluation der Oberflächenqualität nach 14-tägiger Dauereinlage von Versieglermaterialplättchen.....	46
4.2.2	Lichtmikroskopische Evaluation der Oberflächenqualität von Material- plättchen nach 14-tägiger Medienbelastung	52
4.2.3	Oberflächen- und Randanalyse von versiegelten Weisheitszahnkronen nach chemischer Belastung mit unterschiedlichen Regimes bezüglich der Sauerstoffinhibitionsschicht.....	53
4.2.4	Qualitative Oberflächen- und Randevaluation nach Intensivbelastung.....	55
4.3	Elementanalysen	57
4.4	Vergleichende Darstellung der quantitativen Evaluation der Oberflächenqualitäten in Tabellen- und Diagrammen	58

4.4.1	Übersicht über die Ergebnisse der Rauheitsmessung mit Interferometer	58
4.4.2	Übersicht über die Ergebnisse der Mikrohärteprüfungen nach Vickers	59
4.4.3	Übersicht über die Ergebnisse des visuellen Scorings der Oberflächenqualitäten	60
4.4.4	Übersicht über die Ergebnisse des visuellen Scorings der Randqualitäten .	60
4.5	Exemplarische lichtmikroskopische Abbildungen von Originalproben nach Kurzeiteinlage in die Prüffagenzien	61
4.6	Exemplarische Darstellung der Randzonen versiegelter Zahnproben nach chemischer Kurzzeitbelastung	64
4.7	Exemplarische Darstellung versiegelter Zahnproben nach Intensivbelastung	65
5	DISKUSSION	71
5.1	Diskussion von Material und Methode	71
5.1.1	Versuchsaufbau	71
5.1.2	Analysemethoden	73
5.1.3	Auswahl des Probenmaterials	74
5.1.4	Lagerung der Zähne im wässrigen Milieu und Erstellung von Materialproben	75
5.1.5	Versiegelungstechnik und Materialauswahl	76
5.1.6	Politur und Sauerstoffinhibitionsschicht	77
5.1.7	Auswahl der Agenzien	77
5.2	Diskussion der Ergebnisse	79
5.2.1	Ergebnisse nach Einlage in Tafelwasser	79
5.2.2	Ergebnisse nach Inkubation in Pseudocholinesterase-Lösung	80
5.2.3	Diskussion der Ergebnisse nach Belastung mit 1%iger Zitronensäure	80
5.2.4	Diskussion der Ergebnisse nach Belastung mit Mundspray und Mundspülung	81

5.3	Schlussfolgerung/Ausblick	83
6	LITERATURVERZEICHNIS	84
7	DANKSAGUNG.....	100
8	ANHANG	101
8.1	Materialien und Geräte	101
8.1.1	Materialien	101
8.1.2	Geräte	106
8.1.3	Kennwerte der Agenzien.....	108
8.2	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	111
8.2.1	Abbildungsverzeichnis.....	111
8.2.2	Tabellenverzeichnis	115

Abkürzungen

°C	Grad Celsius
Art.-Nr.	Artikel-Nummer
Bis-GMA	Bisphenol-Glycidyl-Dimethacrylat
Bis-HPPP	Bishydroxypropoxyphenylpropan
BSE	Back-Scatter-Elektronendetektor
DMS	Deutsche Mundgesundheitsstudie
FV	Fissurenversiegelung(en)
Gew.	Gewicht
h	Stunde(n)
LED	„light-emitting diode“ (Leuchtdiode)
MIH	Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mW	Milliwatt
MW	Arithmetisches Mittel
nm	Nanometer
Nr.	Nummer
PBS	„phosphate buffered saline“
PCE	Pseudocholinesterase
REM	Rasterelektronenmikroskop
Rq	Quadratischer Mittenrauwert
SE	Sekundärelektronendetektor
STABW	Standardabweichung
TEGDMA	Triethylenglycol di-methacrylat
Ti	Titan
U/min	Umdrehung pro Minute
U/ml	units per milliliter
U/mg	Aktivität pro Masseneinheit
µm	Mikrometer
µmol	Mikromol

1 Zusammenfassung

1.1 Deutsche Zusammenfassung

Dentale Kunststoffversiegler werden eingesetzt um die Entwicklung kariogener Biofilme in Fissuren und Grübchen der Zahnoberflächen zu unterbinden. Die Alterungsprozesse zahnmedizinischer Kunststoffe in der Mundhöhle sind bisher nicht umfassend untersucht. Alterung kann durch physikalische und chemische Degradation erfolgen. Mit steigendem Konsum industriell verarbeiteter, weicher, zucker- und säurehaltiger Nahrung gewinnen nicht nur Erosions-, sondern auch Korrosionsprozesse an allen oral exponierten natürlichen und artifiziellen Oberflächen an Bedeutung. Dentale Kunststoff-Degradation kann ebenfalls von intraoral vorkommenden Enzymen verursacht werden. Außerdem besitzen zahlreiche Mundhygieneartikel einen kritischen pH-Wert von $< 5,5$ und weisen somit erosives und korrosives Potential speziell für die Zahnhartsubstanzen auf. Die Merkmale chemischer Degradation von kunststoffbasierten Fissurenversiegler können eine Zunahme der Rauheit sowie die Erweichung der Oberfläche sein. Die chemische Widerstandsfähigkeit aktuell gebräuchlicher zahnärztlicher Materialien gegenüber alltäglich möglichen korrosiven Effekten ist häufig nicht bekannt.

Intraoral sind die Wechselwirkungen von Alterung und Verschleiß aufgrund einer Vielzahl weiterer Umgebungseinflüsse äußerst komplex. Deshalb war es das Ziel der vorliegenden experimentellen Studie, die chemische Beeinflussung der Oberflächenqualität eines Kunststoffversieglers (Helioseal) *in vitro* zu untersuchen. Als Prüfgenzien wurden Zitronensäure (1%), alkoholhaltiges sowie ätherische Öle beinhaltendes Mundhygienespray (theranovis oral), eine ätherische Öle enthaltende, ethanolfreie Mundspülung (Listerine Zero) und das Enzym Pseudocholinesterase (PCE) eingesetzt. Tafelwasser diente der Kontrolle. Für die Versuchsreihen wurden kariesfreie menschliche Molaren ($n = 78$) verwendet, die vom Zeitpunkt der Extraktion beginnend in 0,1%iger Thymollösung gelagert wurden. Nach Rehydrierung, Abtrennen der Wurzeln, Reinigung und Schmelz-Ätzung wurden *in vitro* Fissurenversiegelungen erstellt. Zur Anfertigung interner Kontrollen erfolgte die halbseitige Abdeckung mit Silikon. Zur Simulation der chemischen Belastung wurden versiegelte Molaren über 2 Wochen für 3-mal 1 min oder 1 h täglich oder dauerhaft bei Raumtemperatur in die Prüfgenzien Zitronensäure, Mundspray und Mundspülung eingelegt. Die Belastung mit PCE-Lösung und Tafelwasser erfolgte bei 37°C im Inkubator über 2 und 4 Wochen. Ziele waren die Bewertung der Oberflächenqualität sowie die Analyse der Randzonen der Fissurenversie-

gelungen mittels Licht- und Rasterelektronenmikroskopie. In Vorversuchen wurden die Parameter Politur, Sauerstoffinhibitionsschicht und Lagerungsdauer geprüft. Als weitere Proben dienten Materialplättchen ($n = 90$). Diese wurden für 14 Tage in die 5 Prüffagenzien eingelegt, um die Oberflächenhärte und die Rauheit zu messen.

Nach chemischer Belastung konnten keine visuell erkennbaren Oberflächenveränderungen und keine Zunahme der Oberflächenrauheit des Kunststoff-Fissurenversieglers detektiert werden. Nach Exposition gegenüber 1%iger Zitronensäure zeigten sich bei allen versiegelten Molaren Randstufen und Unterminierungen durch erosiven Verlust des umgrenzenden Zahnschmelzes. Die Mikrohärtigkeit der Materialplättchen war insbesondere nach chemischer Belastung mit der Mundspülung signifikant verringert, aber auch nach Belastung durch Zitronensäure und Mundspray gegenüber der in Wasser gelagerten Kontrollproben reduziert ($p < 0,05$). Aus den Ergebnissen dieser *In-vitro*-Studie kann geschlussfolgert werden, dass die Haltbarkeit von Fissurenversiegelungen mittels chemischer Degradation durch Mundhygieneprodukte beeinträchtigt werden kann. Saure Nahrungsmittel und Getränke können durch Schmelzerosion zu einer Destabilisierung der Interaktionszone zwischen Zahnschmelz und Fissurenversiegelung führen.

1.2 Abstract

In-vitro-study of the surface quality of a sealant following chemical exposure

Dental resin-based sealants are used to inhibit the development of cariogenic biofilms in fissures and pits of tooth surfaces. The aging processes of synthetic dental materials in the oral cavity have not yet been comprehensively examined. Ageing can occur through physical and chemical degradation. Due to the growing consumption of commercially processed, soft diet rich in sugar and acids, erosion and corrosion processes of all orally exposed natural and artificial surfaces have become increasingly important issues. Degradation can also be caused by intraorally occurring enzymes. In addition, numerous oral hygiene products have critical pH values of < 5.5 and thereby represent erosive and corrosive potential, particularly for tooth structures. The pattern of chemical degradation of resin-based fissure sealants can include an increase in roughness and softening of the surface. The chemical resistance of dental materials currently in use with regard to everyday possible corrosive effects is mostly not known.

Intraoral interdependencies of age and wear due to a variety of other environmental influences are extremely complex. The objective of the present experimental study was therefore to ex-

amine the chemical impact of the surface quality of a resin-based sealant (Helioseal) *in vitro*. The used testing agents were: citric acid (1%), oral hygiene spray containing alcohol and essential oils (theranovis oral), an ethanol-free mouthwash containing essential oils (Listerine Zero) and the enzyme butyrylcholinesterase (BChE). Water was used as control. Human molars without caries (n = 78) were used for the testing series; after extraction, the molars had been stored in a 0.1 percent thymol solution. After rehydration, separation of the roots, cleaning and etching of the enamel, fissure sealant was applied *in vitro*. Half of the occlusal surface was covered with silicon in order to provide internal controls. To simulate chemical exposure, the sealed molars were submerged in the testing agents citric acid, mouth spray and mouthwash at room temperature three times for one minute each, one hour a day or continuously for two weeks. They were exposed to the BChE solution and water in an incubator at 37° C for two and four weeks. The objectives were to evaluate the surface quality and to analyze the marginal zones of the fissure sealant by means of light and scanning electron microscopy. In preliminary tests polish, oxygen inhibition layer and storage periods were tested. Material platelets (n = 90) were used as additional specimens. These were submerged in the five testing agents for 14 days in order to measure the surface hardness and roughness.

After chemical exposure, no visually recognizable surface changes and no increase in the surface roughness of the resin-based fissure sealant could be detected. After exposure to the citric acid, all of the sealed molars displayed marginal ridges and undermining caused by erosive loss of the surrounding enamel. The microhardness of the material platelets in particular was significantly reduced after chemical exposure with the mouthwash, as well as after exposure to citric acid and mouth spray compared to control specimens exposed to water ($p < 0.05$). It can be concluded from the results of this *in-vitro*-study that the durability of fissure sealants can be compromised by chemical degradation from oral hygiene products. Acidic foods and drinks can lead to a destabilization of the interaction zone between tooth enamel and fissure sealant due to enamel erosion.

2 Einleitung

Die Grübchen und Fissuren der Kauflächen der großen Seitenzähne sind aufgrund ihrer Morphologie bevorzugte Kariesprädispositionsstellen (Marsh und Martin, 2009). Fissuren als makroretentive Vertiefungen bilden Schutzräume für das Wachstum von Biofilmen und werden aufgrund des Zusammenwirkens begrenzter Reinigungsmöglichkeiten und bakterieller Säureproduktion zu Kariesrisikozonen (Heinrich-Weltzien *et al.*, 1998; Hellwege, 2003; Rupf *et al.*, 2014).

Moderne Zahnmedizin ist charakterisiert durch einen kausal-präventiven Behandlungsansatz (Schütte und Walter, 2006; Schwendicke, 2015). Damit wird die Gesunderhaltung der Zähne als Maxime konservierender zahnärztlicher Tätigkeit (Geurtsen *et al.*, 2013) gefordert. Speziell primär- und sekundär-präventive Interventionsmaßnahmen, wie beispielsweise die Versiegelung von Grübchen und Fissuren der Seitenzähne, dienen dem Erhalt von naturgesunden Zahnhartsubstanzen (Hellwig *et al.*, 2013).

Die Fissurenversiegelung ist ein mikro-invasives präventives und therapeutisches Verfahren (Kersten *et al.*, 2000; Splieth, 2004; Stöber *et al.*, 2006; Schwendicke *et al.*, 2015). Therapeutisch wirkt eine Versiegelungsmaßnahme, wenn die Progression einer bereits initiierten Schmelzkaries verhindert wird (Welbury *et al.*, 2004). Versiegelungen werden durchgeführt, indem dünnfließende Materialien in Fissuren und Grübchen der Zähne appliziert werden, um diese zu verschließen. Das Ziel ist die Herstellung einer prophylaxefähigen glatten Oberfläche (Hellwege, 2003). Systematische Übersichtsarbeiten belegen, dass die Fissurenversiegelung ein effektives Instrument zur Kariesprävention ist (Kühnisch *et al.*, 2012). Aktuell empfohlene Versiegelungsmaterialien sind niedrigvisköse, ungefüllte oder gefüllte methacrylatbasierte Kunststoffe (EN 26874, ISO 6874) (Kühnisch *et al.*, 2010; Ludwig, 2005). Diese Kunststoffversiegler sind im Wesentlichen wie Füllungskomposite aufgebaut (Schmalz, 2009). Sie unterscheiden sich hauptsächlich bezüglich der anorganischen Füllpartikel. Aus Gründen der Viskosität enthalten Kunststoffversiegler keine oder nur wenige Füllpartikel (Schmalz, 2009).

Auch bestmögliche Umstände während der Applikation gewährleisten keine absolute Erfolgsquote von Fissurenversiegelungen (Simonsen, 2002). Neben einem gesteigerten Kariesrisiko nach komplettem oder partiellem Retentionsverlust (Splieth, 2004), ist wissenschaftlich abgesichert, dass verschiedene Bestandteile aus den Oberflächen methacrylatbasierter Materialien herausgelöst werden können (Geurtsen und Schmalz, 2006; Marsh und Martin, 2009).

Diese Komponenten können bei ihrem Transport durch den Körper weiterhin degradiert werden und an verschiedenen biologischen Reaktionen beteiligt sein (Reichl *et al.*, 2014). Zusätzlich begünstigen durch Verschleiß entstandene Oberflächenrauheiten und Stufen in den Randbereichen von Fissurenversiegelungen die Plaqueretention und erhöhen das Risiko an Karies zu erkranken (Bekes *et al.*, 2014; Quirynen und Bollen, 1995). In der Mundhöhle sind Erosion, Korrosion und Abrasion Verschleißmechanismen, die glatte Oberflächen degradieren können (Stümke und Kappert, 2008; Lussi und Hellwig, 2001; Lussi *et al.*, 2002). Hinzu kommt, dass chemisch verursachte Alterung mit mechanischem Verschleiß interagiert (Söderholm und Richards, 1998). Die Oberflächenqualität von Fissurenversiegelungen war bisher nur selten das Ziel wissenschaftlicher Forschung (Gleim, 2005). Sie sollte auf Basis zuweilen langjähriger Retention von Versiegelungsmaterialien bis ins Erwachsenenalter, kombiniert mit aktuellen Mundhygiene- und Ernährungsformen, überprüft werden. Innerhalb klinischer Studien umfassen die Untersuchungszeiträume von Fissurenversiegeln oft nur wenige Jahre (Kühnisch *et al.*, 2010). Weil bekannt ist, dass die orale chemische Umgebung Verschleißprozesse verstärken und dentale Kunststoffe degradieren kann (Zhou, 2013), wurde in der vorliegenden experimentellen Studie die Oberflächenqualität eines Kunststoffversieglers nach chemischer Belastung *in vitro* evaluiert.

2.1 Literaturübersicht

2.1.1 Karies und nichtkariöse Zahnhartsubstanzdefekte

Karies ist eine multifaktorielle, meist chronisch verlaufende Erkrankung der Zahnhartsubstanzen und der Zahnpulpa (Weir, 2002). Sie kann alle Bestandteile eines Zahnes betreffen (Rupf *et al.*, 2014). Karies wird initiiert von diätetisch geprägten Biofilmen auf den *nichtepithelialen* Oberflächen der Zähne (Marsh und Martin, 2009). Der Symptomkomplex der Karies reicht von einer initial klinisch, nicht erkennbaren Demineralisation der Zahnhartsubstanz bis hin zum Vitalitätsverlust der Pulpa und der vollständigen Desintegration eines befallenen Zahnes in der Endphase. Der Krankheitsverlauf ist nicht kategorisch progressiv, sondern kann zwischen Phasen der Aktivität und der Stagnation wechseln, und zumindest im Initialstadium auch remittierend sein (Klimek und Hellwig, 1999). Früher bezeichnete *Caries* (lateinisch für „Morschheit, Fraß“) inflammatorische und destruktive Erkrankungen von Zähnen und Knochen mit verschiedenen Ursachen (Gängler *et al.*, 2005). Das aktuelle Wissen über die Pathologie von Karies basiert auf der chemoparasitären Theorie von Miller (1898).

Neben zentralen Faktoren wie mikrobiellen Biofilmen und Substratzufuhr sind verschiedene sekundäre Faktoren wie die Frequenz der Substratzufuhr, der pH-Wert oder die Sekretionsrate des Speichels von Bedeutung (Hellwig, 2013). Nach der derzeitigen verwendeten erweiterten ökologischen Plaquehypothese sind neben Mutans-Streptokokken auch Nicht-Mutans-Streptokokken an der forcierten Demineralisation der Zahnhartgewebe beteiligt (Kneist und Callaway, 2013). Das Wachstum dieser azidogenen Mikroorganismen wird durch einen verstärkten Konsum von niedermolekularen Kohlehydraten begünstigt und ist somit verhaltensabhängig (Paris und Meyer-Lückel, 2012; Rupf *et al.*, 2014). Der Verzehr von freien Zuckern als primärer Faktor für die Initiation einer Karies ist belegt (Sheiham und James, 2015). Abwehr- und Puffersysteme des Speichels sowie der Pellikel und andere Mikroorganismen des Biofilms können die Progression einer Karies verlangsamen oder gar stoppen (Rupf *et al.*, 2014). Auch die pulpale Immunität kann die Progredienz einer Karies modulieren (Rupf *et al.*, 2014). Die 5. Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) zeigte, dass Kinder (12-Jährige) im Durchschnitt 0,5 Zähne mit „Karieserfahrung“ aufweisen. Die Erwachsenen (35–44-Jährige) hatten im Durchschnitt 11,2 und die jüngeren Senioren (65–74-Jährige) 17,7 Zähne mit „Karieserfahrung“ (Jordan und Micheelis, 2016). Innerhalb der DMS IV wurden im Durchschnitt noch 0,7 Zähne mit einer „Karieshistorie“ bei der Gruppe der 12-Jährigen ermittelt (Micheelis und Schiffner, 2006). Die Kariesprävalenz von Kindern und Jugendlichen ist in allen industrialisierten Ländern seit den 1970er Jahren um 80% gesunken (Splieth *et al.*, 2006). Diese „caries decline“ bei Kindern und Jugendlichen ist das Resultat der modernen präventiven Zahnmedizin (Splieth *et al.*, 2006). Als Hauptursache für den deutlichen Rückgang der Karies ist der Gebrauch von fluoridierter Zahnpasta wissenschaftlich bestätigt (Twetmann und Ekstrand, 2012). Während die klassische invasive Kariestherapie in der Vergangenheit mit dem Ausdruck „extension for prevention“ etikettiert werden musste, wird die moderne kariologische Behandlungsphilosophie mit den Worten „heal and seal“ umschrieben (Meyer-Lückel *et al.*, 2012). Diese aktuelle Behandlungsphilosophie beinhaltet unter anderem die mikro-invasive Fissurenversiegelung von Okklusalflächen (Meyer-Lückel *et al.*, 2012; Paris *et al.*, 2012). Kinder mit fissurenversiegelten Zähnen weisen deutlich weniger kariöse Zähne auf als Kinder mit unversiegelten Zähnen (0,3 versus 0,9 DMF-Zähne) (Jordan und Micheelis, 2016).

Fissuren sind entwicklungsbedingte Furchen, vorwiegend auf den Okklusalflächen von Zähnen. Sie werden als Dysgenesien eingestuft, die dadurch entstehen, dass während der Zahnentwicklung zwei benachbarte amelogenetische Entwicklungszentren nicht fusionie-

ren (Eggertson, 2012). 1960 wurden von Nagano die vier unterschiedlichen Fissurenformen definiert. Dies sind die V-Form, die U-Form, die I-Form und die IK-Form (Nagano, 1960). Ein Fissurensystem kann im Bereich derselben Fläche eine große Variationsbreite aufweisen (Eggertson, 2012). Die Variationen betreffen im Detail: die Fissurentiefe (40–1220 µm), die Fissurenbreite (5–180 µm), den okklusalen Eingangswinkel (35–100 °) und die Schmelzdicke am Fissurengrund (110–1440 µm) (Schroeder, 1992). Die Fissurenmuster unterer dritter Molaren sind besonders variabel (Türp und Alt, 1998). Die Fissuren von Molaren sind die häufigsten von Karies betroffenen Schmelzoberflächen (Marsh und Martin, 2009). Karies in Fissuren kann, wegen des sich verengenden Reliefs, visuell nur schwer bewertet werden (Splieth, 2004). Zeichen für Kariesaktivität in Fissuren sind opake, weißliche bis leicht braune Verfärbungen sowie erweichter Schmelz am Eingang der Fissur (Mejäre *et al.*, 2009). Bei einer sichtbaren initialen Kavitation, kann bereits eine Dentinbeteiligung vorliegen (Mejäre *et al.*, 2009).

Obwohl die okklusalen Schmelzareale nur einen Anteil von ca. 12% an der gesamten Zahnoberfläche besitzen, sind bei Kindern und Jugendlichen 80–90% aller Kariesläsionen auf diesen diagnostizierbar (Eggertson, 2012; Feigal, 2002). Als Ursachen werden die erhöhte Anfälligkeit des noch unreifen Zahnschmelzes gegenüber Säureattacken innerhalb der ersten Jahre nach Eruption (Schroeder, 1992), dass bestimmte Fissuren aufgrund ihrer Morphologie mit der konventionellen Putztechnik nicht erreicht werden können, die geringe Schmelzdicke am Fissurenfundus und eine begrenzte kariesprotektive Fluoridwirkung in der Fissur diskutiert (Goddon *et al.*, 2007). Ergänzend ist die mangelnde Selbstreinigung zu nennen (Marsh und Martin, 2009). Fissuren und Grübchen gelten deshalb als Kariesprädispositionsstellen (Hellwig *et al.*, 2013). Die Entwicklung zumindest initialer Fissurenkaries kann dementsprechend auch mit einer gesunden Ernährungsweise, optimaler Mundhygiene und Fluoridierungsmaßnahmen oft nicht vermieden werden.

Von der Karies abzugrenzen sind nichtkariöse Zahnhartsubstanzdefekte. Sie umfassen entwicklungsbedingte Zahnhartsubstanzveränderungen wie Hypoplasien und Hypomineralisationen sowie erworbene, auf Verschleiß- bzw. Degradationsprozessen basierende Zahnhartsubstanzdefekte, wie Attrition, Abrasion und Erosion. Als entwicklungsbedingte Zahnhartsubstanzveränderung weist besonders die Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation (MIH) innerhalb der letzten Jahre eine gehäufte Prävalenz auf (Feierabend, 2014; Hellwig *et al.*, 2013; Schiffner, 2012). Für Deutschland konnte eine MIH-Prävalenz von 10,1% ermittelt werden, welche mit internationalen Ergebnissen vergleichbar ist (Petrou *et al.*, 2014). Aktuell ist die

Ätiologie der MIH nicht vollständig aufgeklärt (Kühnisch, 2014). Fest steht nur, dass es sich um eine exogene, systemische Störung während der Odontogenese handeln muss (Feierabend und Gehardt-Szép, 2014).

Unter den nichtkariösen Zahnhartsubstanzdefekten gilt im letzten Dezennium besonders der Zahnerosion und assoziiertem mechanischen Verschleiß, als Risikofaktoren für Zahnhartsubstanzverluste, vermehrtes Interesse (Lussi *et al.*, 2011). Während die Prävalenz physiologischer Abrasion, aufgrund des Konsums industriell verarbeiteter, weicher Lebensmittel stark abgenommen hat (Kaidonis, 2008), steigt gleichzeitig der Anteil pathologischer Erosionen aufgrund der modernen Ernährungsmuster (Lussi und Jaeggi, 2008). Risikofaktoren für den Erwerb pathologischer Erosionen sind beispielsweise der frequente Konsum von Softdrinks und Smoothies sowie zunehmend Ernährungsformen, wie Vegetarismus (Ganß, 2005).

Ein besonders großes Risiko für den Verlust von Zahnhartsubstanz ist das Zusammenwirken unterschiedlicher Degradations- und Verschleißmechanismen. Beispielsweise ist durch erosive Einflüsse erweichter Zahnschmelz besonders anfällig für mechanische Schädigungen (Pickles, 2006; Shellis und Addy, 2014). Zahnerosion kann somit als Verlust von Schmelz und Dentin durch intrinsische und extrinsische Säureeinwirkung plus dem beschleunigten Verlust von Zahnhartsubstanzen durch die Kombination mit mechanischen Effekten definiert werden (Huysmans *et al.*, 2011). Es handelt sich um einen nichtbakteriellen, chemischen Prozess, wobei der Erosionsprozess in Abhängigkeit von der Sättigung der umgebenden wässrigen Phase verläuft (Huysmans *et al.*, 2011). Das Ausmaß der Erosion hängt nicht von der Menge der Säuren, wohl aber von Konsumfrequenz und Einwirkzeit ab. Beispielsweise kann eine 45 Sekunden bestehende Säureexposition eine Zahnschmelzstärke von 0,1–0,2 μm erweichen (Blunck, 2003). Erosionsprogression korreliert hauptsächlich mit dem Konsum saurer Getränke und Nahrungsmittel sowie mit fortschreitendem Alter (Lussi *et al.*, 2005). Die Verknüpfung mit dem Alter lässt sich häufig auf physiologische und nicht auf pathologische Erosionen zurückführen (Bartlett und Dugmore, 2008). Während labiozervikale Erosionen vorwiegend extern-diätetisch verursacht werden, sind palatinale Erosionen meist durch die Einwirkung von Magensäure herbeigeführt (Schroeder, 1997). Folgend sind Beispiele für extrinsische und intrinsische ätiologische Faktoren sowie modifizierende und assoziierte Faktoren dentaler Erosionen aufgelistet:

- Extrinsische Faktoren: saure Speisen, hyperacide Getränke, Medikamente (z. B. ASS).

- Intrinsische Faktoren: Allgemeinerkrankungen und Syndrome: gastrointestinale Säuren, Essstörungen, Asthma, Down-Syndrom.
- Modifizierende Faktoren: Konsummuster: Frequenz und Dauer, Art des Trinkens und Essens, Speichelfaktoren: Sekretionsrate, Pufferkapazität, Zusammensetzung, Mundhygiene: Methodik, Intensität und Frequenz. Art der Zahnbürste, Zahnpaste, andere Mundhygieneprodukte (Johansson *et al.*, 2009). Weitere modifizierende biologische Faktoren sind die Pellikel und deren diffusionsbegrenzende Eigenschaften, die Zahnzusammensetzung und -Struktur (z. B. der Fluoridgehalt), die Zahnanatomie, die Okklusion, die Anatomie und die physiologischen Bewegungen des Weichgewebes in Beziehung zu den Zähnen (Fiebiger, 2005; Hannig, 1994; Hannig M und Hannig C, 2014; Hannig und Joiner, 2006; Lussi *et al.*, 2002).

Orale Verschleiß- und Degradationsmechanismen betreffen besonders oft labiale und palatinale Flächen von Oberkiefer-Frontzähnen sowie die Okklusalfächen der ersten Molaren (Milosevic, 1998). Erosionsbasierter Verlust von Zahnhartsubstanz führt in der Folge zum Herausragen angrenzender zahnärztlicher Restaurationen („submargination“), womit die Randzonen wiederum zu Biofilmretentionszonen werden (Chadwick, 2006; Lussi *et al.*, 2005).

2.1.2 Fissurenversiegelung

Die Fissurenversiegelung ist eine prophylaktische Maßnahme, die als Barriere vor Karies schützen soll (Kühnisch *et al.*, 2010; Welbury *et al.*, 2014). Die Technik der Fissurenversiegelung wurde erstmalig von Cueto und Buonocore im Jahr 1965 beschrieben (Cueto und Buonocore, 1965). Eine Studie über die erfolgreiche Anwendung der Fissurenversiegelung wurde bereits im Jahre 1967 publiziert (Cueto und Buonocore, 1967). Für die ersten Fissurenversiegelungen wurde Cyanoacrylat (Sekundenkleber) benutzt (Handelmann und Shey, 1996). Aufgrund mangelnder Adhäsionsstärke und rapider Degradation, wurde dieser Kleber durch Bis-GMA-Harze ersetzt. Deren Einsatz ermöglichte erste akzeptable Ergebnisse (Eggertson, 2012).

Eine prophylaktische Fissurenversiegelung ist bei kariesfreien, plaqueretentiven und damit kariesgefährdeten Fissuren und Grübchen empfohlen (Splieth, 2004). Dies gilt gleichfalls für Zähne mit Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation (Feierabend, 2014). Aber auch bei existierenden initialen, nicht kavitierten Kariesläsionen ist die Anwendung einer therapeutischen

Versiegelung der Fissuren zur Arretierung der Karies sinnvoll (Kühnisch *et al.*, 2010; Mejáre *et al.*, 2009; Oong *et al.*, 2008). Die Indikation für eine Versiegelung soll durch eine zahnärztliche Inspektion begründet sein, bei der eine gewissenhafte visuelle Prüfung der vorab gründlich gesäuberten sowie getrockneten Zahnfläche erfolgen muss (Kühnisch *et al.*, 2007). Aufgrund alleiniger klinischer Inspektion der oberflächlichen Fissurenform kann nicht beurteilt werden, ob eine Versiegelung angezeigt ist (Zimmer, 2003). Die Diagnosefindung und Indikationsstellung sollte, zwecks Abgrenzung zu einer fortgeschrittenen Dentinkaries, durch die Zuhilfenahme von Bissflügel-aufnahmen abgesichert werden (Heinrich-Weltzien *et al.*, 2001; Hellwig *et al.*, 2013).

Eine Kontraindikation für die Versiegelung einer Fissur ist eine bis ins Dentin fortgeschrittene Karies (Heinrich-Weltzien *et al.*, 1998). Bereits in den Jahren 2001–2005 wurde eine deutsche Leitlinie zur Fissuren- und Grübchenversiegelung durch die Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Fachgesellschaften (AWMF) erarbeitet (Stößer *et al.*, 2006). Die Leitlinie wird aktuell überarbeitet (Kühnisch *et al.*, 2016).

Die Versiegelung der Okklusalfächen von Seitenzähnen wird, neben der erhöhten Frequenz zahnärztlicher Kontrolluntersuchungen und insbesondere der Verwendung von fluoridierter Zahnpasta, als ein Faktor für den deutlichen Rückgang der Karieserfahrung bei Kindern angesehen (Jordan und Micheelis, 2016; Kühnisch *et al.*, 2010). Innerhalb der deutschen gesetzlichen Krankenversicherung (GKV) ist die Fissurenversiegelung an kariesfreien Molaren mit der Bezeichnung IP 5 eine Leistung für 6- bis 18-jährige Patienten. Bei 71,7% der Kinder und bei 74,8% der Jugendlichen konnte bereits im Rahmen der Vierten Deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS IV) mindestens eine Fissurenversiegelung festgestellt werden (Micheelis und Schiffner, 2006). Damit dient die Fissurenversiegelung auch unter realen Praxisbedingungen der Optimierung der Kariesprävention im bleibenden Gebiss (Heinemann *et al.*, 2015). Besonders Kinder und Jugendliche mit hohem Kariesrisiko scheinen von der Wirksamkeit der Fissuren- und Grübchenversiegelung zu profitieren (Neusser *et al.*, 2014).

2.1.3 Kunststoffversiegler

Im Jahr 1955 wurde von Michael G. Buonocore die Möglichkeit des Bondings mit Anwendung der Schmelz-Ätzung als neue Technologie präsentiert (Buonocore, 1955). Nachfolgend wurde diese Methode („resin sealant method“) auch zur Versiegelung von Fissuren und Grübchen genutzt (Feigal, 2002). Die Einführung des ersten Kunststoff-Fissurenversieglers im Jahr

1971 durch Buonocore galt als Revolution in der Zahnmedizin und veranschaulichte gleichzeitig den wesentlichen klinischen Nutzen von Buonocores Arbeit (Simonsen, 2002; Simonsen und Neal, 2011). Methacrylatbasierte lichthärtende Kunststoffe zur Vermeidung und Reduktion der Fissurenkaries sind heute etabliert und die am meisten genutzten Versiegelungsmaterialien (Kühnisch *et al.*, 2010; Simonsen, 2002). Innerhalb eines Reviews klassifizierte Ripa im Jahr 1993 die mit ultraviolettem Licht aushärtenden Materialien als erste klinisch erfolgreiche Generation. Die zweite Generation stellen die autopolymerisierenden Versiegler dar. Die dritte Generation bilden die aktuell meist verwendeten durch sichtbares Licht aushärtenden Materialien (Ripa, 1993).

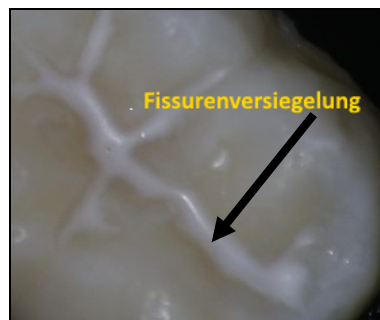


Abb. 1 Fissurenversiegelung der okklusalen Fläche eines Molaren

Aktuell werden neben niedrigviskösen methacrylatbasierten Kunststoffen auch Glas-Ionomere eingesetzt. Für die klinische Anwendung werden allerdings meist lichtpolymerisierende Dimethacrylate empfohlen. Sie gelten als effektiv und haben gegenüber niedrig- und mittelviskösen Glas-Ionomer-Zementen eine höhere Überlebensrate (Wright *et al.*, 1988; Kühnisch *et al.*, 2010). Bezüglich der kariesprotektiven Wirksamkeit zeigen aktuelle klinische Studien allerdings keine Unterschiede zwischen Versiegler auf Glasionomer- und Kunststoffbasis (Mickenautsch und Yengopal, 2011). Fissurenversiegler der dritten Generation sind lichthärtend, gefüllt oder ungefüllt, farblos oder opak. Die meisten der ungefüllten Materialien sind weiß eingefärbt (Marya *et al.*, 2012). Die Mehrzahl der handelsüblichen Fissurenversiegler auf Komposit- und Kunststoffbasis besitzen eine ähnliche Zusammensetzung wie Komposit-Füllungsmaterialien und bilden nach Lichthärtung (490 nm Wellenlänge) ein kreuzvernetztes Polymer (Craig *et al.*, 2006).

Das Akronym Bis-GMA steht für Bisphenol-Glycidyl-Dimethacrylat (Bowen, 1982). Es bildet ein stark vernetztes Polymer und wurde von Bowen entwickelt (Bowen-Monomer) sowie im Jahr 1962 patentiert (Bowen, 1962). Das „Bowen-Composite-Resin“ bildet die Basis für die Mehrzahl der Kompositmaterialien, die aktuell in der Zahnmedizin verarbeitet werden

(Peutzfeldt, 1997). Der Einsatz von Bis-GMA führte zu guten physikalischen Eigenschaften der Polymere (Bowen, 1982; Peutzfeldt, 1997). Weil Bis-GMA hochviskös ist, muss es mit niedermolekularen Monomeren, wie beispielsweise TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat) vermischt werden (Zimmerli *et al.*, 2010). Nachteilig kann sein, dass durch den Zusatz von Verdüner-Monomeren die Polymerisationsschrumpfung zunimmt. Beispielsweise weist TEGDMA eine Schrumpfung von 14,5 Vol.-% auf (Lenhard, 2013). Weil Kunststoffversiegler sehr niedrig viskös sein müssen, bilden solche Verdünnermonomere den Hauptmatrixbestandteil. Einer gesteigerten Polymerisationsschrumpfung steht das geringe Volumen der abzudichtenden Fissuren gegenüber.

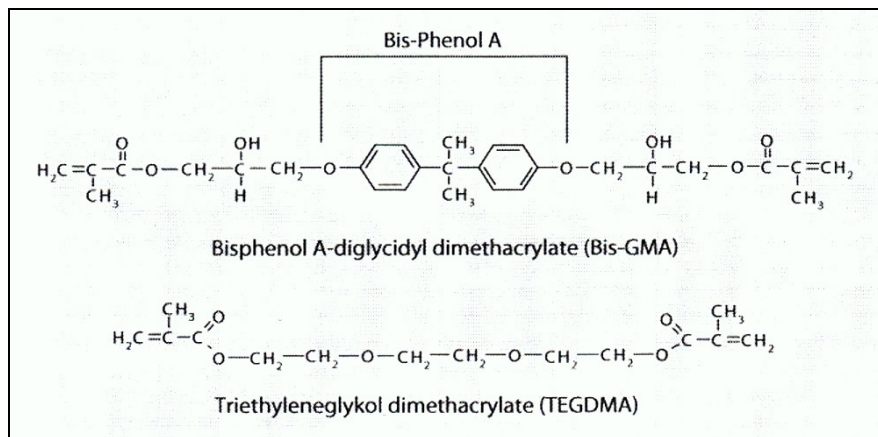


Abb. 2 Chemische Zusammensetzung von Bis-GMA und TEGDMA modifiziert nach Schmalz und Arenholt-Bindslev, 2009

a. Schmelzhaftung von Kunststoffversiegler

Die Schmelzhaftung von Komposit- und Kunststoffmaterialien basiert auf der Erzeugung eines mikroretentiven Reliefs durch Säureätzung (Buonocore, 1955).

Für die Schmelzätzung wird meist 37%ige Phosphorsäure (H₃PO₄) verwendet. Durch das Ätzen geht eine Schmelzschicht von ca. 10 µm verloren. Histologisch kann man Einflüsse bis zu einer Tiefe von 30–40 µm beobachten. Mittels Konditionierung durch Säure wird eine Oberflächenvergrößerung mit Mikroretentionen erreicht (Hellwig *et al.*, 2013). Wird der so präparierte Zahnschmelz beispielsweise mit einem niedrigviskösen Kunststoffversiegler benetzt, so dringt dieser in die Schmelzstrukturen ein und bildet sogenannte tags (Zotten), womit er mikromechanisch im Schmelz haftet. Die Grundlage für die Entstehung einer Oberflächenvergrößerung der Säureeinwirkung ist die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Zentren und Peripherien der Schmelzprismen. In der Regel entstehen Ätzmuster der Typen I (Anlösung der Schmelzprismen) und II (Anlösung der zwischenprismatischen Substanz). Für diese Ätzmus-

terentstehung ist die Richtung der Säureeinwirkung entscheidend. Wenn der angeätzte Zahnschmelz keiner Prismenmorphologie angehört, entsteht ein Ätzmuster des Typs III (Mischtyp), welches einem Kunststoffmaterial weniger Retentionsfläche bietet (Geurtsen, 1999). Dies ist bei aprimatlichem Zahnschmelz der Fall (Geurtsen, 1999).

Da in Zahnfissuren keine Abrasion stattfindet, ist die oberste Schmelzschicht oft prismenfrei (Frankenberger und Blunck, 2013). Gleichzeitig dringt die Phosphorsäure nicht zum Fissurengrund vor. In der Folge ist die Qualität der Ätzmuster von Fissurenschmelz unterschiedlich und insgesamt reduziert (Eggertson, 2012). Deshalb wird vor der Durchführung methacrylatbasierter Fissurenversiegelungen empfohlen, eine Ätzzeit von 60 s einzuhalten (Kühnisch *et al.*, 2010). Damit soll die oberste prismenlose Schmelzschicht entfernt werden, um nachfolgend ein suffizientes Ätzmuster zu erhalten (Frankenberger und Blunck, 2013). Auch ein hoher Fluoridgehalt des Zahnschmelzes kann die Erzeugung des Ätzmusters beeinträchtigen (Becker, 1999). Durch verschiedene Studien konnte belegt werden, dass selbst nach Ätzen mit vorheriger Routinereinigung Debris und Pellikel auf dem Fissurengrund verbleiben (Chan *et al.*, 1999; Burrow *et al.*, 2003). Damit ist die Notwendigkeit zur Reinigung der Schmelzoberfläche im Fissurensystem vor Ätzung und Applikation des Versiegelungsmaterials evident (Burrow *et al.*, 2003). Die Fissurenreinigung mit Pulver-Wasser-Luftgemischen ermöglicht die tiefere Penetration von Fissurenversiegelungsmaterialien (Brocklehurst *et al.*, 1992).

b. Die Sauerstoffinhibitionsschicht

Die Sauerstoffinhibitionsschicht stellt eine, durch Einfluss von Sauerstoff, nicht polymerisierte oberflächliche Schicht dar (Marxkors, Meiners und Geis-Gerstorfer, 2012). Während dieses Phänomen bei der Schichtung von Komposit (Inkrementtechnik) benötigt wird, beeinträchtigt es an der Oberfläche zur Mundhöhle hin die Materialeigenschaften.

Bei Versiegelungsmaterialien auf Kunststoffbasis kann die nach Aushärtung gebildete Sauerstoffinhibitionsschicht die eigentliche Schichtstärke stark verringern (Paris, 2005). Die Dicke der Sauerstoffinhibitionsschicht von lichthärtenden Fissurenversiegeln ist zudem abhängig von Materialzusammensetzung und Initiatorsystem (Ruyter, 1981). Die Stärke der Polymerisationsschicht ist außerdem bei lichthärtenden Kunststoffversiegeln geringer als bei chemisch härtenden Kunststoff-Fissurenversiegeln (Lekka *et al.*, 1989). Bei Kompositrestaurationen wird empfohlen, die oberste Schicht etwas dicker zu gestalten, da dieser sauerstoffinhi-

bierte Anteil entfernt werden sollte (Söderholm, 2008). Eine Empfehlung mit Materialüberschuss zu arbeiten, lässt sich für Fissurenversiegelungen, in der Literatur nicht finden. Die Entfernung der oberflächlich nicht polymerisierten Schicht des Fissurenversieglers wird innerhalb der deutschen Leitlinie durch eine kurze Politur empfohlen (Kühnisch *et al.*, 2010). Andere Optionen der Entfernung der Sauerstoffinhibitionsschicht sind der Einsatz der Luft-Wasser-Spritze, Abwischen mit trockenen oder feuchten Wattepellets oder die Verwendung eines Polierkelches mit Bimssteinpaste (Rueggeberg *et al.*, 1999). Auch das Abwischen der Oberfläche mit einem alkoholgetränkten Watte- oder Schaumstoffpellet oder das Auftragen eines Glyceringels mit nochmaliger Lichtpolymerisation (Stahle, 1996) sowie die Bearbeitung mit einem ethanolgetränkten Einmalbürstchen (Söderholm, 2008) werden beschrieben. Die Bearbeitung mit Alkohol bewirkt eine nur teilweise Entfernung der Inhibitionsschicht, und das versiegelte Areal wird verkleinert (Stahle, 1996). Der Einsatz von Bimssteinpaste mit Polierkelch oder einem Wattepellet entfernt die Sauerstoffinhibitionsschicht lichtgehärteter Versieglermaterialien besser als die alleinige Benutzung der Luft-Wasser-Spritze oder der Gebrauch von trockenen/feuchten Wattepellets (Rueggeberg *et al.*, 1999). Ein weiterer Grund für die Empfehlung die Sauerstoffinhibitionsschicht zu entfernen ist, dass Matrixbestandteile bestimmter Bis-GMA basierter Fissurenversiegler aufgrund unvollständiger Polymerisation Bisphenol A freisetzen können sowie mögliche gesundheitsschädigende Wirkungen durch nicht umgesetzte Monomere diskutiert werden (Erek, 2012).

2.1.4 Alterungsursachen und Verschleiß – Korrosion von Kunststoffen

Verschleiß kann zu Formänderungen von Oberflächen führen (Altenmüller *et al.*, 1993). Auch durch Kontakt und Relativbewegung eines festen Körpers gegenüber einer flüssigen Umgebung kann Verschleiß verursacht werden (Czichos und Habig, 2010). Die Tribologie als Wissenschaft aufeinander wirkender Oberflächen, beinhaltet das Gesamtgebiet von Reibung und Verschleiß, und umfasst neben Grenzflächenwechselwirkungen zwischen Festkörpern auch Wechselwirkungen zwischen Flüssigkeiten und Festkörpern (Gesellschaft für Tribologie eV, 2002). Der Terminus Biotribologie wurde 1973 von Dowson und Wright eingeführt (Dowson und Wright, 1973). Die dentale Biotribologie untersucht tribologische Effekte auf Zähne und zahnärztliche Materialien (Zhou *et al.*, 2013). Mit Verschleißmechanismen bezeichnet man Verschleiß verursachende physikalische und chemische Prozesse (Altenmüller *et al.*, 1993). Durch Verschleißmechanismen werden besonders Oberflächen beschädigt (Zum Gahr, 1987). Die Hauptverschleißmechanismen sind:

- Abrasion
- Adhäsion
- Oberflächenzerrüttung
- Korrosion (Popov, 2009)

Kunststoffe zeigen, den meisten aggressiven Medien gegenüber, außer in Kontakt mit organischen Säuren, eine hohe Korrosionsbeständigkeit (Benedix, 2011). Sie können oberflächlich korrodieren und unterliegen aufgrund ihrer organischen Beschaffenheit allerdings meist einer durchgängigen Beeinträchtigung (Bonten, 2014). Korrosion auf Kunststoffoberflächen kann zu Materialverlusten und Rissbildungen führen (Schmitt, 2004). Beispiele für Korrosionsarten aus dem Kunststoffinneren sind Quellungs- (Eindiffusion löslicher Verbindungen) und Versprödungskorrosion, aufgrund des Ausdiffundierens von Weichmachern (Schmitt, 2004). Gegenüber Wasser sind Kunststoffe widerstandsfähig; obwohl dieses eindiffundieren kann, kommt es in der Regel nicht zu einer Solvatation (Ehrenstein und Pongratz, 2007). Interne Korrosion bei Dental-Kompositen verursacht durch das Eindiffundieren von Wasser, kann aber zur Auflösung des Verbundes zwischen Matrix und Füllern, Verlust von Füllern, Rissbildung in der Matrix und Schäden unterhalb der Oberfläche führen (Sarkar, 2000). Der Begriff Alterung, der oft für Kunststoffe, aufgrund ihrer organischen Natur, Anwendung findet, bezeichnet die als *„Gesamtheit aller im Laufe der Zeit in einem Material irreversibel ablaufenden chemischen und physikalischen Vorgänge“* (Bonten, 2014). Die Alterungsursachen von Kunststoffen können chemischer oder physikalischer sowie physikalisch-chemischer Art sein (Stuart, 1967).

2.1.5 Intraoraler Verschleiß und Verschleißmechanismen

Verschleiß in der Mundhöhle findet vorwiegend in okklusalen Kontaktzonen statt und bezieht sich auf die Summe des Materialabtrags von Zahnhartsubstanz und zahnärztlichen Restaurationmaterialien (Heintze und Zimmerli, 2011). In Anbetracht der komplexen intraoralen Umwelt, sind Verschleißprozesse künstlicher Zahnmaterialien kompliziert und basieren auf Abrasions-, Attritions-, Korrosions- und Ermüdungsprozessen (Zhou *et al.*, 2013). Die verschiedenen Verschleißmechanismen überlagern sich, weil sie innerhalb der Mundhöhle mehr oder minder parallel stattfinden (Mair, 1992). Zur intraoralen Komplexität gehört auch, dass zahlreiche biologische und chemische Faktoren, wie beispielsweise die Speichelzusammenset-

zung, die Pufferkapazität eines Produktes, die Adhäsion eines Stoffes auf der Zahnoberfläche, die Pellikel sowie dentaler Biofilm modulierend auf das sogenannte dentale erosive Potential wirken (Hannig und Joiner, 2006; Lussi *et al.*, 2002).

Zweckmäßig ist eine ähnliche oder eine überlegene Verschleißbeständigkeit zahnärztlicher Restaurationen gegenüber dem Zahnschmelz (Mair, 1992). Bei der Wahl eines zahnärztlichen Restaurations- oder Versiegelungsmaterials müssen folglich verschiedene Faktoren berücksichtigt werden. Neben Kosten, Verfügbarkeit, Ästhetik und Biokompatibilität sind mechanische Eigenschaften und Korrosionsverhalten wichtig (Zhou *et al.*, 2013).

Verschleiß (Degradation/Biodegradation) in der Mundhöhle, als multifaktorielles Geschehen, kann in zwei Hauptgruppen unterteilt werden: einerseits in physikalischen (Abrasion, Attrition) und andererseits in chemischen Verschleiß (Erosion, Korrosion), wobei diese Vorgänge zwar unterschiedlich gewichtet, aber gleichzeitig ablaufen (Shabani und Richards, 2002).

Orale, chemisch verursachte, Degradation kann endogene und/oder exogene Ursachen haben. Zu den endogenen Faktoren zählen azidogene und proteolytische Bakterien, Sulkusfluid sowie Magensäure (gastro-ösophagealer Reflux, Bulimie, Regurgitation) und andere (Grippo *et al.*, 2004). Exogene Faktoren sind insbesondere der Konsum von sauren Getränken (z. B. Softdrinks, Säfte) sowie jede Form von Nahrung mit einem kritischen pH-Wert kleiner als 5,5. Auch berufliche Expositionen (z. B. saure Gase) und andere Umweltfaktoren; Nikotinabusus und Drogenmissbrauch können chemisch verursachte Degradationen herbeiführen (Grippo *et al.*, 2004).

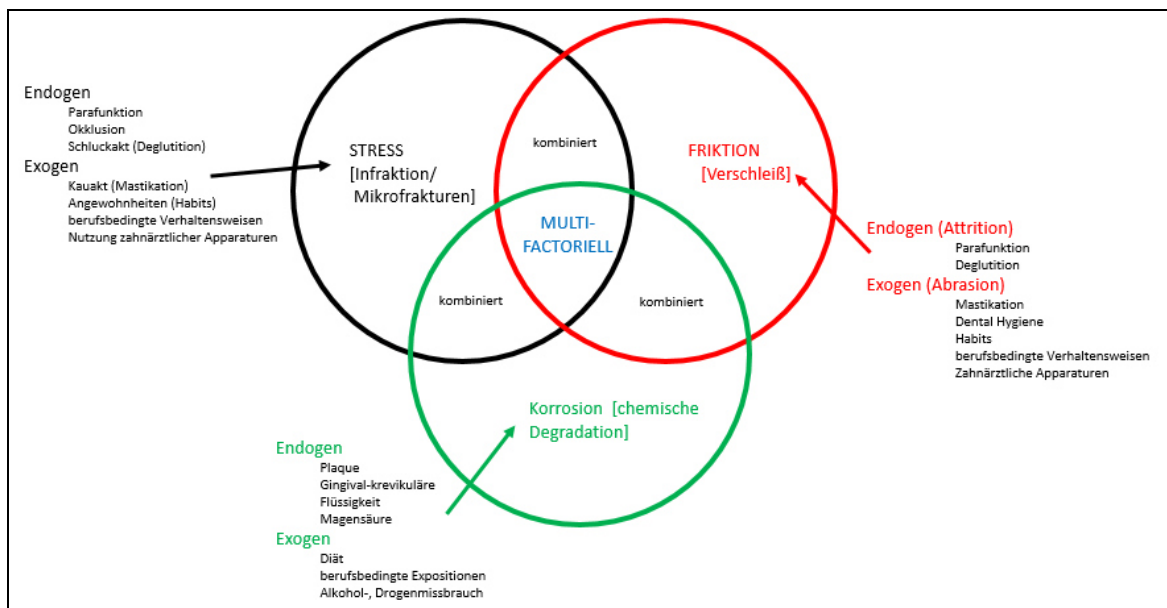


Abb. 3 Zusammenspiel der Verschleißmechanismen modifiziert nach Grippo *et al.*, 2004

2.1.6 Mechanische und chemische Widerstandsfähigkeit von Kunststoffversiegeln

Das Ziel einer Versiegelungsmaßnahme ist die Gesunderhaltung des Zahnes. Die Unversehrtheit der Versiegelung wiederum, welche eine Kariesfreiheit sicherstellen kann, hängt ab von Qualität und Retention des Versiegelungsmaterials. Innerhalb klinischer Studien wurde nachgewiesen, dass Fissurenversiegelungsverlust und Teilverlust bei Kindern die Kariesentstehung begünstigt (Feigal 2002; Splieth, 2004). Durch eine intakte Fissurenversiegelung kann das Risiko der Entwicklung einer Okklusalkaries um ca. 70% bis 90% gesenkt werden (Fischer, 2011). Dafür müssen unter anderem folgende klinische Bedingungen gewährleistet sein: Innerhalb der Mundhöhle einwirkende thermische oder chemische Belastungen dürfen nicht zur Bildung von Porositäten oder Sprüngen im Material führen (Hellwege, 2003). Neben der Polymerisationsschrumpfung ist okklusaler Verschleiß das zweithäufigste klinische Problem von Kompositen. Die Verschleißrate von posterioren Kompositmaterialien beträgt 0,1 bis 0,2 mm/Jahr mehr als beim Zahnschmelz (Kumar Singh und Ahmad, 2012). Weil Kunststoffversiegler im Bereich der Fissuren meist außerhalb der Attritionsfläche liegen, ist hier chemisch begünstigter Verschleiß, neben Abrasionsprozessen, als primäre (Korrosionsbedingte) Ursache für Materialverluste im Bereich der Oberflächen in Betracht zu ziehen. Beeinträchtigend kommt bei vielen Fissurenversiegeln hinzu, dass eine ungefüllte organische Matrix als weniger abrasionsstabil, als eine mit Füllern gestützte Kunststoffmatrix, gilt. Ungefüllte methacrylatbasierte Materialien besitzen ein größeres Potential für Wasser- und Volumenzunahme (Rueggeberg und Margeson, 1990). Wenn keine Füllkörper enthalten sind, erhöht sich der Anteil funktioneller Bestandteile, womit wiederum das Schrumpfpotential während der Lichtpolymerisation steigt (Peutzfeldt, 1997). In der Folge kann der Schmelzverbund beeinträchtigt werden und es besteht ein größeres Risiko für die Entwicklung von Randspalten. Durch die möglichen Materialbeeinträchtigungen erhöht sich insgesamt das Risiko für mechanischen Verschleiß gegenüber gefüllten methacrylatbasierten Materialien (Zimmerli *et al.*, 2010).

Alterungserscheinungen von Kompositen können, neben der Einwirkung physikalischer Größen, durch die Exposition gegenüber chemischen Substanzen begründet sein (Ahlers, 2006). Die Verschleißraten von Materialien sind außerdem vom pH-Wert abhängig (Shabani und Richards, 2002). Zahnärztliche Komposit- und Kunststoffmaterialien, die täglich in der zahnärztlichen Praxis Anwendung finden, sollten deshalb, nicht nur bezüglich ihrer mechanischen, sondern auch bezogen auf ihre enzymatische und insbesondere bio-/chemische Widerstands-

fähigkeit sorgfältig begutachtet werden (Kournetas, 2005). Für mechanischen Verschleiß bedeutende Schäden der unteren Schicht („subsurface damage“), die durch interne Korrosion über die Einwirkung von Säuren, künstlichem Speichel oder auch Wasser verursacht werden können, entstehen allerdings extrem langsam (Sarkar, 2000).

Zeichen chemischer Degradation von Fissurenversiegeln bezüglich der Oberflächenqualität können eine Zunahme der Rauheit sowie die Erweichung der Oberfläche sein (Kantovitz *et al.*, 2009). Klinisch fanden sich beispielsweise nur 78,6% glatte Kunststoffversiegleroberflächen (Helioseal Clear) nach 6-monatiger intraoraler Retentionszeit (Bekes *et al.*, 2014). Innerhalb einer *In-vitro*-Studie wurde festgestellt, dass die Oberflächenrauheit (Ra) eines Kunststoffversieglers (Fluroshield) durch die Einwirkung von 0,3% Zitronensäure (Lagerungsdauer 15 Tage) und nach Einlage in künstlichem Speichel mit der derselben Einwirkzeit nicht bzw. nur geringfügig zunimmt, wohl aber die Mikrohärtigkeit reduziert wird (Kantovitz *et al.*, 2009).

Jensen *et al.* fanden innerhalb einer klinischen Studie mit dem Ziel, die Qualität eines möglichen Versieglerverlustes zu erfassen, einen Materialvolumenverlust von nahezu 75% nach 2-jähriger Beobachtungszeit (1985). In vorliegenden *In-vitro*-Studien zum ungefüllten methacrylatbasierten Fissurenversiegler Helioseal wurden Haftung am Zahnschmelz, Dichtigkeit (Microleakage) und Abrasion untersucht (Fischer, 2011). Innerhalb verfügbarer *In-vivo*-Studien wurde die Retentionsdauer von Helioseal überprüft (Garcia-Godoy, 1986; Schlüter *et al.*, 2013; Trummler und Trummler, 1990). Eine Studie zur Oberflächenqualität nach chemischer Belastung dieses Fissurenversieglers ist bisher nicht publiziert.

2.1.7 Chemisch bedingte Degradation methacrylatbasierter Materialien

Vorliegende Studien bestätigen, dass Säuren die Oberflächenintegrität von Kompositen negativ beeinflussen und zu Materialverlusten führen können (Nicholson *et al.*, 1999; Gomec *et al.*, 2004; Hoffmann, 2011; McKinney und Wu, 1985; Kao, 1989; Lee *et al.*, 1995; Söderholm *et al.*, 1984). Orale chemische Mediatoren, wie Speichel, Nahrung und Getränke spielen eine extrem wichtige Rolle im tribologischen Verhalten von Kompositmaterialien (Zhou *et al.*, 2013). Tatsächlich finden sich Schädigungen durch Säureangriffe primär in den Kontaktzonen von silanisierten anorganischen Füllpartikeln und Matrix (Hoffmann, 2011). Silane (Monomere der polymeren Siloxane) zeigen sich in Lösungsmitteln unbeständig. Zur Mundhöhle exponierte anorganische Füller in Komposit-Oberflächen können hydro-

lytisch gelöst werden (Marxkors, Meiners und Geis-Gerstorfer, 2012). Grundsätzlich können in der Mundhöhle wirkende Säuren exogener und endogener Natur sein. Auch Enzyme wie beispielsweise im Speichel vorzufindende Pseudocholinesterase (PCE), können Bisphenol-Glycidyl-Dimethacrylat (Bis-GMA) und Triethylen-Glykol-Dimethacrylat (TEGDMA) hydrolysieren (Finer und Santerre, 2004; Ferracane, 2005) und tragen somit zur Biodegradation von Kompositmaterialien bei.

Daneben enthalten kariogene Mikroorganismen, wie *Streptococcus mutans*, Cholesterolesterase ähnliche Enzyme sowie Pseudocholinesterase und sind damit gleichfalls in der Lage die Bis-GMA-Bestandteile von Kompositen und Adhäsiven abzubauen, wobei das Abfallprodukt Bishydroxypropoxyphenylpropan (Bis-HPPP) entsteht (Bourbia *et al.*, 2013). Hohe Pseudocholinesterase-Spiegel konnten beispielsweise im Speichel von Parodontitis-Patienten nachgewiesen werden (Daniel, 2009). Weiterhin ist bekannt, dass Cholesterolesterase von reifen Makrophagen während akuter Entzündungen produziert wird (Daniel, 2009).

Die enzymatische Degradation von Kompositen ist abhängig von der chemischen Zusammensetzung des Polymers (Ferracane, 2005). Beispielsweise konnte nachgewiesen werden, dass modifizierte Bis-GMA/TEGDMA-Verbindungen in der Gegenwart von Cholesterolesterase eine größere Stabilität als einfache Bis-GMA/TEGDMA-Netzwerke aufweisen (Ferracane, 2005).

Dominierende Einflussfaktoren der Biodegradation von methacrylatbasierten Materialien sind im Folgenden zusammengefasst:

- Chemische Zusammensetzung von Material sowie einwirkendem Medium
- Biologische Faktoren, wie Speichel, Enzyme, Biofilme
- Biologische Effekte: durch freie Monomere, Degradation der Nebenprodukte konventioneller Komposite (Delaviz *et al.*, 2014).

Grundsätzlich kann festgestellt werden, dass aufgrund der Degradation der polymerisierten Matrix von Kompositen im wässrigen Milieu der Mundhöhle, durch Hydrolyse, enzymatischen Abbau, Erosion sowie pH-Schwankungen fortwährend neue lösliche Komponenten entstehen (Geurtsen und Schmalz, 2006). Die Freisetzung potentiell toxischer Substanzen sowie veränderte physikalische und mechanische Materialeigenschaften sind die Hauptkonsequenzen der Biodegradation (Bettencourt *et al.*, 2010). TEGDMA- und Bis-GMA-Monomere können über den Magen-Darm-Trakt resorbiert werden, im Organismus zu CO₂ abgebaut, sowie in der Folge abgeatmet werden (Reichl *et al.*, 2014). Die bezüglich methacrylatbasierter Fissurenversiegler viel diskutierte Freisetzung von Bisphenol A (BPA) ist existent. Jedoch

können ausschließlich Bis-DMA beinhaltende Materialien BPA in den Speichel abgeben (Schmalz, 2009). Östrogen-ähnliche klinisch bedeutsame Nebenwirkungen durch die Freisetzung von Bisphenol A aus solchen Versiegeln konnten bisher nicht nachgewiesen werden (Schmalz, 2009). In der vorliegenden Studie wurde die Oberflächenqualität eines Kunststoff-Fissurenversieglers untersucht, der auf TEGDMA und Bis-GMA basiert und auch laut Herstellerangaben kein BPA freisetzt (Fischer, 2011).

2.1.8 Mundspülungen und methacrylatbasierte Materialien

Zum Erhalt der Zahngesundheit ist die mechanische Plaqueentfernung mit der Zahnbürste universell akzeptierter Goldstandard (DePaola und Spolarich, 2007). Studien konnten nachweisen, dass die Zahnzwischenraumreinigung bei den meisten Patienten nur eingeschränkt stattfindet. Seit den früher 1980er Jahren wurden daher vermehrt chemotherapeutische Mundwässer, die ergänzend zur mechanischen Belagsentfernung eingesetzt werden können, auf den Markt gebracht. Die erste verfügbare Mundspülung, die bereits Ende des 19. Jahrhunderts von Zahnärzten verwendet wurde, war Listerine. Sie gehört zu den, ätherische Öle (z. B. Thymol und Eukalyptol) beinhaltenden Mundspülungen (listerineprofessionnel.de/sites/listerinehcp_de/files/die_geschichte_der_mundhygiene.pdf; Zugriff: am 25-02-2016).

Mundspülungen mit ätherischen Ölen haben antimikrobielle Wirkungen auf Biofilme und reduzieren Plaque und Entzündungen (Cotelli *et al.*, 2009; Fine *et al.*, 2007). Ätherische Öle als Phenolderivate sind lipophil und potentielle Weichmacher für Polymere. Nachgewiesen wurde, dass organische Lösungen zahnärztliche Kunststoff-Materialien degradieren können (Martos *et al.*, 2013). Grundsätzlich müssen deshalb beim Routineeinsatz von Mundspülungen negative Einflüsse auf Zahnrestaurationsmaterialien beachtet werden (DePaola und Spolarich, 2007). Variablen, die mögliche Effekte von antiseptischen Mundspülungen auf methacrylatbasierte Materialien beeinflussen können, sind das Alter der Restaurationen, Materialzusammensetzungen und Oberflächenrauheiten (Osso und Kanani, 2013). Ein Zusammenhang zwischen beispielsweise Randundichtigkeiten (Microleakage) bei Kompositen und dem Wirken einer Mundspülung konnte nicht gefunden werden (Somayeh Hosseini Tabatabaei, 2013). Genauso wurde kein signifikanter Effekt von Mundspülungen auf die Oberflächenqualität eines nanogefüllten Hybrid-Komposits festgestellt (Rocha *et al.*, 2010). Auch bei Langzeitanwendung zeigten Mundspülungen, die ätheri-

sche Öle beinhalten, nur minimale Effekte auf zahnärztliche Restaurationsmaterialien (von Frauenhofer *et al.*, 2006). Allerdings weisen viele Mundpflegeprodukte, so auch Mundspülungen, niedrige pH-Werte und damit möglicherweise erosives Potenzial auf (Lussi und Hellwig, 2001). Studien konnten belegen, dass bestimmte Mundspülungen Zahnerosionen verursachen können (Hellwig und Lussi, 2014). Mit einer *In-vitro*-Studie konnte nachgewiesen werden, dass eine klassische Mundspülung mit dem höchsten Ethanolgehalt (21,6%) im Vergleich zu Spülungen mit geringeren Ethanolgehalten die Mikrohärtigkeit eines nanogefüllten Komposits (Filtek Z350XT) am stärksten reduziert. Unabhängig vom Ethanolgehalt zeigten alle in der Studie verwendeten Mundspülungen negative Wirkungen auf die Mikrohärtigkeit des untersuchten Komposits (Jyothi *et al.*, 2012). Durch verschiedene Studien wurde nachgewiesen, dass Ethanol beihaltende Mundspülungen größere negative Effekte auf Komposite haben, als alkoholfreie Mundspülungen (Osso und Kanani, 2013). Zudem ist die Wirkung von Mundspülungen auf den Verschleiß und die Härte von Komposit und Kompomer materialabhängig (Yap *et al.*, 2003). Münchow *et al.* stellten fest, dass ein saurer pH-Wert bezüglich der Degradation von Kompositwerkstoffen kein signifikanter Faktor zu sein scheint (Münchow *et al.*, 2014).

2.1.9 Die Rolle der Ernährung in Bezug auf intraoral genutzte Kunststoffe

Zunehmendes Gesundheitsbewusstsein in der Bevölkerung hat, neben einem gesteigerten Verbrauch von Mundhygieneprodukten, den vermehrten Konsum von säurehaltigen Getränken und Speisen zur Folge (Wöhrl, 2008).

Zu den besonders „kritischen“ sauren Lebensmitteln mit einem pH-Wert unter 4,5 zählen Fruchtsäfte, Sportgetränke, Limonaden und Weine sowie Obst- und Essigprodukte (Ganß, 2005). Entsprechend dem erosiven Potential saurer Nahrungsmittel müssen Menschen, die moderne Diätformen nutzen, einer Risikogruppe bezüglich des Erwerbes von Erosionen/Korrosionen zugeordnet werden (Ganß, 2005). Hierzu zählen beispielsweise Rohköstler und Lactovegetarier (Ganß, 2005). Neben dem pH-Wert spielt die Art der sauren Lösung in Bezug auf die Reduktion der Oberflächenmikrohärtigkeit von zahnärztlichen Füllungsmaterialien eine Rolle (Gomec *et al.*, 2004). *In vitro* konnte gezeigt werden, dass die Oberflächenhärtigkeit und Verschleißfestigkeit von Kompositen nach Einlage in lebensmittelsimulierende Chemikalien reduziert wird (Kinney und Wu, 1985). Auch die Mikrohärtigkeit eines Kunststoffversieglers war nach Einwirkung von Zitronensäure *in vitro* verringert (Kantovitz *et al.*, 2009).

2.1.10 Oberflächenevaluation zahnärztlicher Materialien

Es ist notwendig, dass mit aktuellen Untersuchungsmethoden Verschleißerscheinungen an Füllungsmaterialien, nicht nur in deren Randbereichen, sondern über die gesamte Oberfläche ermittelt werden können (Mair, 1992). *In-vitro*-Studien sind im Gegensatz zu klinischen Erhebungen zahnärztlicher Kunststoffmaterialien weniger zeitaufwendig und nicht so kostenintensiv (Heintze und Zimmerli, 2011). Aufgrund der bestehenden limitierten Untersuchungsmöglichkeiten von Erosionsprozessen *in vivo*, wurden eine Reihe von Methoden entwickelt, um beispielsweise das erosive Potential von Getränken und Lebensmitteln *in vitro* untersuchen zu können (ten Cate und Imfeld, 1996). Es ist anerkannt, dass negative Auswirkungen von sauren Lösungen auf Zähne und auch deren mögliche Effekte auf präventive Maßnahmen unter Verwendung geeigneter *In-vitro*-Modelle untersucht werden können (Young und Tenuta, 2011). Generell beinhalten diese Untersuchungsmethoden chemische, physikalische (Elektronenmikroskopie) und histologische Techniken (ten Cate und Imfeld, 1996). Meistens werden innerhalb solcher Studien Modelle verwendet, die klinische Bedingungen simulieren, was zum Ziel hat, den alltäglichen Zustand der Patienten unter Studienbedingungen zu imitieren (Wiegand und Attin, 2011).

Das Verhalten von Kunststoffen gegenüber Chemikalieneinwirkung wird üblicherweise im Immersionsversuch ermittelt. Hierbei werden Kunststoffproben in einem definierten Zeitraum in Testflüssigkeiten eingetaucht (Ehrenstein und Pongratz, 2007). Die Qualität einer Oberfläche kann anhand ihrer mikrogeometrischen Differenzen (Größe und Form) verglichen mit einer ideal glatten Fläche (gleicher makroskopischer Verlauf) bewertet werden (Marxkors, Meiners und Geis-Gerstorfer, 2012). Die Untersuchung und Beurteilung der Probenoberflächenqualität kann quantitativ und qualitativ erfolgen (Bonten, 2014; Lambrechts *et al.*, 2008). Das am häufigsten in der Zahnmedizin angewandte quantitative Verfahren ist die Profilometrie (Hornung, 2005). Bei dieser Methode führen Profil-Ungenauigkeiten auf der Oberfläche zur Auslenkung eines Mikrotasters (Tastschnittverfahren). Eine quantitative Analyse der Oberflächentopographie, beispielsweise der Ermittlung der Rauheit, kann auch unter Zuhilfenahme optischer Messsysteme (Interferometer) durchgeführt werden (Bodendorfer und Koch, 2011). Diese berührungslosen Messverfahren sind besonders für die Ermittlung von Rauheitskennwerten weicher Oberflächen geeignet. Für die berührungslose Oberflächenmessung wird meistens ein Weißlichtsensor eingesetzt (Sorg, 1995). Die Rauheit einer Oberfläche ist definiert als Quotient aus maximaler Rautiefe und mittlerem Riefenabstand (Marxkors, Meiners und Geis-Gerstorfer, 2012). Als weiteres quantitatives Prüfverfahren zwecks Ermitt-

lung der Beständigkeit von Kunststoffen kann die Härtemessung herangezogen werden. Die Härte eines Materials gibt das Maß für den Widerstand gegen das Eindringen eines anderen Gegenstandes an. Eine gängige Prüfmethode für zahnärztliche Kunststoffmaterialien ist die Härteprüfung nach Vickers (Jakstat und Klinke, 2008). Dabei wird ein pyramidenförmiger Eindringkörper unter einer definierten Last und Dauer auf die Probe aufgesetzt. Die Vickershärte (HV) berechnet sich folgend aus der Diagonalen des Eindruckmusters und der Eindringkraft (Ludwig, 2005).

Die Beurteilung der Qualität zahnärztlicher Füllungen erfolgt anhand der Kriterien: Oberfläche, Farbe, Form und marginaler Integrität (Ryge und Snyder, 1973). Für Fissurenversiegelungen verbleiben somit als zu untersuchende Qualitätsmerkmale Oberflächentextur und marginale Integrität. Qualitative Untersuchungen von Oberflächen können visuell mit Hilfe der Lichtmikroskopie und der Rasterelektronenmikroskopie (REM) erfolgen. Auch optimierte 3D-Modelle, generiert über ein Digitalmikroskop, bieten die Möglichkeit der Oberflächenbewertung (Göggel und Schué, 2011). Vorteil der qualitativen Untersuchung ist die Gesamtbeurteilung der Oberfläche (Hornung, 2005). Außerdem können erosive Beschädigungen der Oberflächen von zahnärztlichen Kunststoff- und Kompositmaterialien nach künstlicher Alterung *in vitro* quantitativ über Messungen von Gewichts-, Volumen- und Dichteverlust, nachgewiesen werden (Powers *et al.*, 1981).

Mit zunehmender Lebenserwartung moderner zahnärztlicher Werkstoffe sowie veränderten Ernährungsgewohnheiten (z. B. erhöhtem Konsum von Smoothies und Energy-Drinks; Vegetarismus; Fruitarismus), gewinnen Erosions- und Korrosionsprozesse an oral exponierten Oberflächen (Zähne/Werkstoffe) zunehmend an Bedeutung. Oft ist nicht bekannt, wie die chemische Widerstandsfähigkeit aktuell gebräuchlicher zahnärztlicher Materialien gegenüber alltäglich möglichen erosiven Effekten ist (Wan Bakar und McIntyre, 2010).

2.2 Ziel der Arbeit / Fragestellung

Die Alterung zahnärztlich eingesetzter Kunststoffe in der Mundhöhle kann neben physikalischen auch chemische Ursachen haben. Intraoral laufen die verschiedenen Alterungs- und Verschleißmechanismen parallel ab und sind wegen einer Vielzahl weiterer Umgebungseinflüsse äußerst komplex. In Folge dessen sind chemische Einflüsse *in vivo* nicht isoliert darstellbar. Deshalb war das Ziel der vorliegenden experimentellen Studie eine mögliche chemisch verursachte Beeinträchtigung der Oberflächenqualität eines methacrylatbasierten Kunststoffversieglers (Helioseal) durch Zitronensäure (1%), alkoholhaltiges und ätherische Öle beinhaltendes Mundhygienespray (theranovis oral), ethanolfreie, ätherische Öle enthaltende Mundspülung (Listerine Zero) und das Enzym Pseudocholinesterase *in vitro* zu untersuchen. Als Referenz wurden in Tafelwasser gelagerte Proben herangezogen (Kontrolle).

Zur Beantwortung der Fragestellung, ob die gewählten Testflüssigkeiten die Oberflächenqualität des Kunststoffversieglers beeinträchtigen können, wurden mit einem *In-vitro*-Modell Immersionsversuche mit fisurensiegelten Molaren und Prüfkörpern aus Versieglermaterial durchgeführt. Mit dem gewählten Versuchsmodell sollten kurzzeitige, mehrmonatige sowie mögliche Einflüsse der Testflüssigkeiten über mehr als ein Jahrzehnt überprüft werden. Zur abschließenden Evaluierung der Oberflächenqualität wurden die Oberflächenrauheitsmessung, die Härtemessung nach Vickers, analoge und digitale lichtmikroskopische sowie rasterelektronenmikroskopische Analysen eingesetzt. Zusätzlich wurde eine rasterelektronenmikroskopische Bewertung der Zahn-Versiegler-Interaktionszonen vorgenommen.

3 Material und Methode

3.1 Material

3.1.1 Auswahl und Vorbehandlung des Probenmaterials

Es wurden extrahierte oder osteotomierte, kariesfreie menschliche dritte Oberkiefer- und Unterkiefermolaren mit vollständig ausgebildeter unbeschädigter Krone ausgewählt. Die Zähne wurden nach der Extraktion in 0,1%iger Thymollösung (Apotheke Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg, Deutschland) gelagert. Zähne mit makroskopisch erkennbaren Schmelzbildungsstörungen (Hypoplasien, Hypomineralisationen, Opazitäten) wurden ausgeschlossen. Vor Beginn der Versuche wurden die Zähne für 24 h in 70%igen Ethanol (Apotheke Dr. Hardt, Sankt Augustin, Deutschland) gelagert. Danach wurden die Proben für 24 h in Tafelwasser gewässert. Von den Zahnkronen wurden die Wurzeln oberhalb der Schmelz-Zementgrenze abgetrennt. Zur Festlegung einer internen Kontrolle wurde an einer Seite eine Kerbe angebracht (Winkelstück EXPERTmatic E25 L, KaVo, Biberach/Riß, Deutschland, Diamantwalzen LOT Nr. 229057, LOT Nr. 229057, Komet Dental, Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland). Danach erfolgte die Reinigung der klinischen Kronen mit Winkelstück (EXPERTmatic E20 L, KaVo) und Einmalbürste (Omnident Dental-Handels-GmbH, Rodgau, Deutschland) sowie Pulverstrahlgerät (Airflow Handy, E.M.S., Nyon, Schweiz) mit Natriumbicarbonatpulver (Air-Flow Pulver Classic Comfort, E.M.S.). Abschließend kamen zur Entfernung von Pulverrückständen nochmals das Bürstchen sowie die Luft-Wasser-Spritze (KaVo) zum Einsatz. Die Experimente und Untersuchungen erfolgten alle durch dieselbe Person (C. Feinen). Diese wurde vorab durch einen Mitarbeiter des Universitätsklinikums des Saarlandes, Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und präventive Zahnheilkunde Homburg/Saar (Prof. Dr. M. Hannig), kalibriert.

3.1.2 Beschreibung des Fissurenversieglers

Als Fissurenversiegler diente Helioseal (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Es handelt sich um einen Versiegler der sogenannten dritten Generation (De Craene *et al.*, 1989). Das Material ist lichthärtend und mittels Titandioxid (2 Gew.-%) weiß eingefärbt. Wesentliche Bestandteile sind das Verdünnermonomer Triethylen-Glykol-Dimethacrylat (TEGDMA) (> 97 Gew.-%) und Bisphenol-Glycidyl-Dimethacrylat (Bis-GMA). Weitere Additiva sind

Stabilisatoren und Katalysatoren (Ivoclar Vivadent AG, 2014: <http://www.ivoclarvivadent.com/de/produkte/praeventionpflege/fissurenversiegelung/helioseal> 1, Zugriff am: 2014-06-08).

3.2 Methode

3.2.1 Herstellung von Fissurenversiegelungen *in vitro*

Die Fissurenreliefs der Okklusalfächen der verwendeten Molaren wurden mit 37%iger Phosphorsäure (Ivoclar Vivadent) für jeweils 60 s konditioniert. Danach wurde das Ätzelgel mit Luft-Wasser-Spray für 40 s abgespült. Nachfolgend wurden die Proben getrocknet (Druckluft, ölfrei). Sodann wurde das Versiegelungsmaterial Helioseal mit einer zahnärztlichen Sonde (EXS 3A Sonde, Hu-Friedy, Leimen, Deutschland) in das jeweilige Fissurensystem appliziert und nach 15 s Penetrationszeit für 10 s polymerisiert. Die Lichtpolymerisation erfolgte in einem Abstand von ca. 1 mm zur Fissur. Vorab wurde die Lichtleistung der Polymerisationslampe mit einem Lichtmessgerät (Curing light meter Litex, Dentamerica, City of Industry, U.S.A.) geprüft. Alle Arbeitsschritte erfolgten unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille mit 2,8-facher Vergrößerung (Sigma Dental Systems, Flensburg, Deutschland).

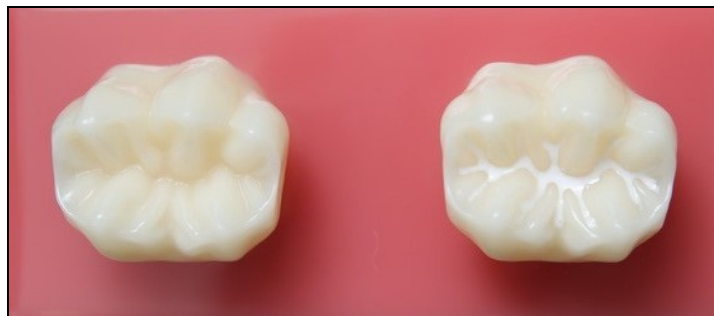


Abb. 4 Darstellung eines unversiegelten (links) sowie eines versiegelten (rechts) unteren Molaren

Die Fissurenversiegelungen wurden auf sichtbare oder sondierbare Bläschen oder andere Imperfektionen kontrolliert. Dies geschah mit einem Dentalmikroskop bei 6,4-facher Vergrößerung (Global G3, Sigma Dental Systems). Fehlerhafte Präparate wurden aussortiert.

Nach Fertigstellung der Fissurenversiegelungen wurden die Molaren zur Schaffung interner Kontrollen halbseitig mit einem A-Silikon (Coltène, Langenau, Deutschland) abgedeckt. Materialüberschüsse wurden mit einem Skalpell (Aesculap, Melsungen, Deutschland, Klinge 10) zurück geschnitten.

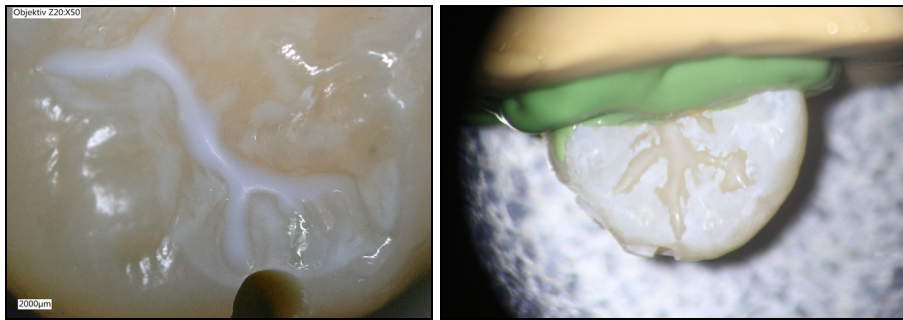


Abb. 5 Gekerbte Kontrollseite (links), halbseitig eingebetteter versiegelter Molar (rechts)

3.2.2 Herstellung von Materialproben

Für die Herstellung von Materialplättchen wurden jeweils einige Tropfen des Kunststoffversieglers auf einen Anmischblock (Omnident Dental-Handels-GmbH) appliziert. Als seitliche Begrenzungen dienten zwei Deckgläser (Paul Marienfeld, Lauda-Königshofen, Deutschland). Vor Lichthärtung mit der Polymerisationslampe (bluephase G2, Ivoclar Vivadent, High Power Programm, Lichtintensität 1.200 mW/cm^2) wurde der Versiegler mit einem Objektträger (Paul Marienfeld) abgedeckt, sodass ca. 1 mm dicke Plättchen mit einem Durchmesser von ca. 1 cm, nahezu unter Ausschluss von Sauerstoff, hergestellt werden konnten ($n = 95$). Die Applikation des Versieglers erfolgte direkt aus der Versieglerflasche über den von Herstellerseite mitgeliefertem Applikatoransatz. Um Blasen zu vermeiden wurde die Flasche nach dem Schütteln vor der Materialapplikation auf den Kopf gestellt. Das Ziel war es, eine quantitative Evaluation der Oberflächenqualität über die Erfassung der Rauheit und der Mikrohärtigkeit zu ermöglichen.

Fünf der Materialplättchen wurden für einen orientierenden Vorversuch zusätzlich halbseitig poliert (Astropol HP, Ivoclar Vivadent, 7500 U/min, 40 s, Wasserkühlung). Das Ziel war hierbei, den Einfluss der Politurmaßnahme im Zusammenwirken mit der chemischen Belastung auf die Oberflächenqualität lichtmikroskopisch und im REM zu analysieren.

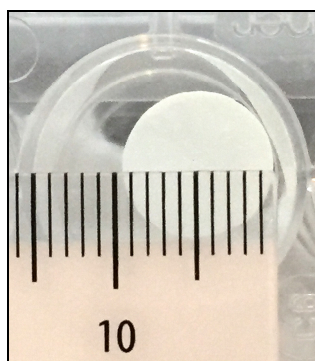


Abb. 6 Materialplättchen (Helioseal), Maßstab in mm

3.2.3 Prüfgenzien

Für die chemische Belastung des methacrylatbasierten Fissurenversieglers wurden ein alkoholhaltiges sowie ätherische Öle beinhaltendes Mundspray (theranovis oral, theranovis GmbH & Co. KG, Bingen, Deutschland), ätherische Öle beinhaltende, ethanolfreie Mundspülung (Listerine Zero, Johnson & Johnson, Neuss, Deutschland), Zitronensäure (1%, Apotheke Dr. Hardt, Sankt Augustin, Deutschland) und Pseudocholinesterase (PCE)-Lösung (Sigma-Aldrich Chemie, Taufkirchen, München, Deutschland) ausgewählt. Tafelwasser (Black Forest still, Peterstaler Mineralquellen GmbH, Bad Peterstal, Deutschland) diente der Kontrolle.

Die PCE-Lösung wurde entsprechend des Schemas in Abbildung 7 hergestellt.

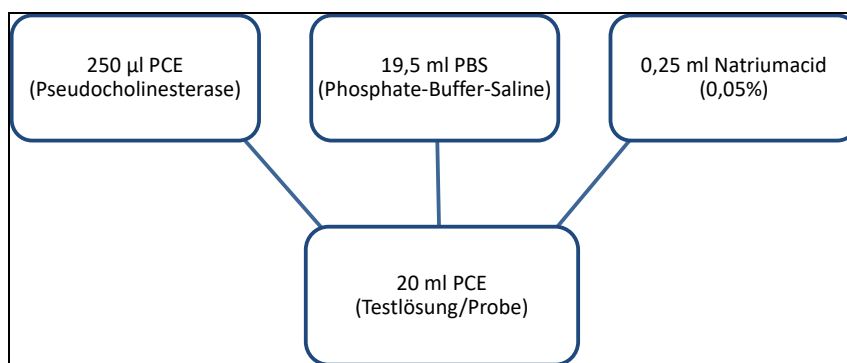


Abb. 7 Zusammensetzung der Enzymlösung Pseudocholinesterase (PCE)

Die Messung der pH-Werte der Agenzien erfolgte mit Universal-Indikatorpapier (Merck KGaA, Darmstadt, Deutschland). Jeweils ein Papierstreifen wurde hierfür mit dem zu prüfenden Agens benetzt. Anschließend erfolgte ein Vergleich der Färbung des jeweiligen Papierstreifens mit der mitgelieferten vorgegebenen Farbskala. Kommagenauere pH-Wertangaben wurden mit einem pH-Meter (PCE-PH 22, PCE Deutschland GmbH, Meschede, Deutschland) bei Raumtemperatur ermittelt oder entstammen Herstellerangaben. Vor jedem Messvorgang erfolgte eine Kalibrierung des pH-Meters über Pufferlösungen bei $\text{pH} = 7$ sowie $\text{pH} = 4$ (PCE Deutschland GmbH). Neutralisationen zwischen den Messungen erfolgten mit destilliertem Wasser (Aerosol GmbH, Schwedt, Deutschland).

Tab. 1 pH-Werte der Prüfgenzien

Agens	pH-Wert
Mundspray (theranovis oral)	5,0
Mundspülung (Listerine Zero)	4,3
Zitronensäure (1%)	2,3
Tafelwasser	6,8
PCE-Lösung	7,0

Weitere Kennwerte der gewählten Agenzien finden sich im Anhang unter Abschnitt 8.1.3.

3.2.4 Vorversuche

a. Einfluss der Politur auf Materialproben

Da empfohlen wird, die Sauerstoffinhibitionsschicht auf Fissurenversiegelungen mit Politur zu entfernen, war es das Ziel dieses Vorversuches, den Einfluss einer Politurmaßnahme in Kombination mit chemischer Belastung auf das gewählte Versieglermaterial zu untersuchen. 5 Materialplättchen wurden halbseitig poliert und nachfolgend mit Mundspray, Mundspülung, Zitronensäure (1%), Thymollösung (0,1%) sowie Tafelwasser für 24 h belastet. Die polymerisierten Materialproben wurden in separate Kavitäten einer Kulturplatte (24 Well cell plate, Greiner Bio-One, Frickenhausen, Deutschland) gelegt. Danach wurden die jeweiligen Prüfgenzien mit Pipette (VWR, Darmstadt, Deutschland) bis zur vollständigen Auffüllung der Kavität eingebracht. Nach Entnahme aus den Kavitäten wurde jedes Versieglermaterialplättchen zunächst 30 s mit der Luft-Wasser-Spritze abgespült und anschließend getrocknet. Die zeitliche Kontrolle erfolgte mit einer Stoppuhr (Silit Werke GmbH & Co. KG, Riedlingen, Deutschland). Mit chemischer Belastung der Materialplättchen und anschließender Analyse mit dem Rasterelektronenmikroskop sollte zudem ein möglicher Einfluss der 0,1%igen Thymollösung auf das Probenmaterial überprüft und gegebenenfalls ausgeschlossen werden.

b. Analyse von Fissurenversiegelungen ohne Belastung

Zur Analyse des Einflusses einer belassenen Sauerstoffinhibitionsschicht auf die Oberflächenqualität des Versieglermaterials wurden bei 3 versiegelten Molaren eine 15 s andauernde Abspraying und nachfolgend die Trocknung mit Luft-Wasser-Spritze vorgenommen. Eine chemische Belastung fand nicht statt. Danach wurden die Proben über 24 h getrocknet mit dem Ziel, nachfolgend die Oberflächen- und Randanalyse des Versieglers im Rasterelektronenmikroskop durchzuführen

c. Analyse von Fissurenversiegelungen mit chemischer Belastung

Um den Einfluss der Lagerungsdauer in den ausgewählten Testagenzien in Kombination mit einer Politurmaßnahme auf das Versieglermaterial zu überprüfen wurden Fissurenversiegelungen vor den Einlageexperimenten nach der Lichtpolymerisation jeweils 2 x 10 s poliert. Für die Politur wurden ein unbeschichteter Polierer zur Materialüberschussentfernung auf den Höckerabhängen (Optrapol, Small Flame, Ivoclar Vivadent) und anschließend eine diamantierte Polierbürste (Okklubrush Point, KerrHawe SA, Bioggo, Schweiz) verwendet. Der Politurvorgang erfolgte niedertourig (< 10.000 U/min) mit Wasserkühlung (Winkelstück EXPERTmatic E20 L). Die Proben wurden 3 x 1 min täglich bzw. dauerhaft über 14 d belastet. Mit der Erstellung von Bruchpräparaten sollten Randbereiche- und Oberflächenqualität des Versieglermaterials licht- und rasterelektronenmikroskopisch analysiert werden:

Probenvorbereitung: Auswahl kariesfreier menschlicher dritter Molaren, Lagerung in 0,1%iger Thymollösung, direkt nach Extraktion/Osteotomie, Abtrennung der Wurzeln. 24 h Lagerung in 70%igen Ethanol, 24 h Rehydrierung in Tafelwasser, abschließend 15 s Luft-Wasser-Spray, 15 s Lufttrocknung. Reinigung der Okklusalfächen. Fissurenversiegelung.



Politur der versiegelten Proben (n = 20), Herstellung probeninterner Kontrollseiten durch halbseitige Abdeckung der je mit einer Kerbe markierten Probenseite mit Silikon.

Einlageexperimente:

- Zitronensäure (1%), Mundspray, Mundspülung für 3 x 1 min/d über 14 d. Dazwischen Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung.

- Inkubation in PCE-Lösung und Tafelwasser (Kontrolle) für 14 d bei 37 °C (Inkubator, Thermocult, Selzer GmbH, Waghäusel, Deutschland). (Absprayung, Trocknung)



Bruchpräparatherstellung: Von den Unterseiten der Zahnkronen beginnend mit Handstück und Disk Erstellung von Sollbruchstellen (3 je Probe) bis kurz vor Versiegler. Bruch.

Auswertung: Lichtmikroskopie und anschließend REM-Untersuchung der Bruchpräparate.

3.2.5 Testreihen

a. Chemische Belastung von Materialproben

Versuchsschema

Probenerstellung:

- Herstellung von Versieglermaterialplättchen (n = 90).



Einlageexperimente:

- Zitronensäure (1%), Mundspray, Mundspülung, PCE-Lösung (Inkubator, 37 °C), Tafelwasser (Inkubator, 37 °C) je Medium n = 18 Proben, Dauereinlagen über 14 d. Wechsel der Testagenzien 1 x 7 d.



Auswertung:

- **Materialplättchen:** Digitalmikroskopie 2D-Modus (n = 30), Rauheitserfassung (FRT) (n = 30), Mikrohärtmessung (Vickers) (n = 30)

Versuchsdurchführung

Zur Untersuchung eines möglichen Einflusses von Zitronensäure (1%), Pseudocholinesterase-Lösung, eines Alkohol- und ätherische Öle aufweisenden Mundsprays, ethanolfreier, ätheri-

sche Öle beinhaltende Mundspülung und Tafelwasser auf die Oberflächenqualität des Fissurenversieglers wurden je Prüfgang 18 Materialplättchen belastet. Die Inkubation der Plättchen in Tafelwasser und PCE-Lösung erfolgte über 14 d bei 37 °C. PCE-Lösung und Tafelwasser wurden nach 7 d gewechselt. Auch die Agenzien Zitronensäure (1%), Mundspray und Mundspülung wurden je Woche erneuert. In diesen Agenzien lagerten die Materialplättchen bei Raumtemperatur. Als Probenbehälter dienten Kulturplatten.

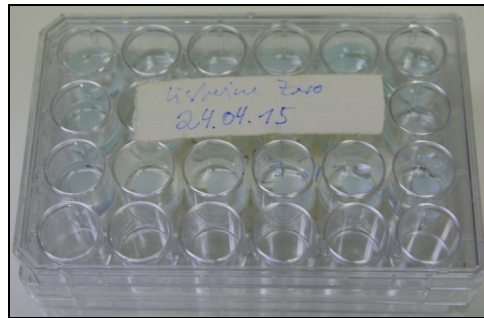


Abb. 8 Kulturplatte mit Materialplättchen eingelegt in Mundspülung (Exemplarische Darstellung)

Übersicht Versuchsablauf

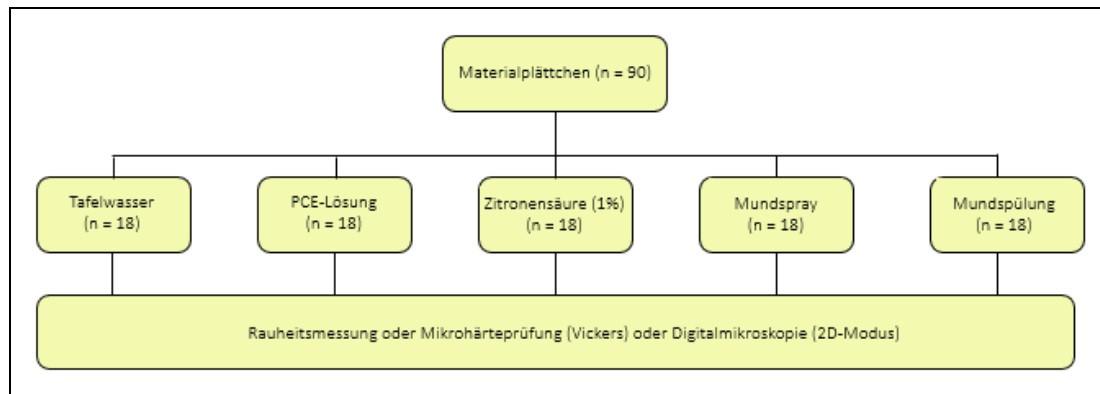


Abb. 9 Übersicht zum Versuchsablauf chemische Belastung von Materialproben

b. Chemische Belastung von Fissurenversiegelungen

Versuchsaufbauschema

Probenvorbereitung: Auswahl kariesfreier menschlicher dritter Molaren, Lagerung in 0,1%iger Thymollösung, direkt nach Extraktion/Osteotomie, Abtrennung der Wurzeln. 24 h Lagerung in 70%igen Ethanol, 24 h Rehydrierung in Tafelwasser, abschließend 15 s Luft-Wasser-Spray, 15 s Lufttrocknung. Reinigung der Okklusalflächen. Fissurenversiegelung.



Kurzzeitsimulation (n = 30) 3 Untergruppen nach Art der Vorbehandlung:

- 1. Politur mit Hochglanzpolierer (60 s)
- 2. Entfernung/Reduktion der Sauerstoffinhibitionsschicht mit Schaumstoffpellet und 70%igem Alkohol, folgend 15 s langes Absprayen (Luft-Wasser-Spritze)
- 3. Belassen der Sauerstoffinhibitionsschicht, folgend 15 s lange Absprayung (Luft-Wasser-Spritze)

Folgend halbseitige Abdeckung der (jeweils mit einer Kerbe markierten) Probenseite mit einem A-Silikon zwecks Herstellung interner Kontrollseiten.

Einlageexperimente:

- Zitronensäure (1%), Mundspray, Mundspülung je 3 x 1 min/d, Zeitraum von 14 d. Zwischenlagerung in 0,1%iger Thymollösung.
- Einlage in PCE-Lösung und Tafelwasser (Kontrolle) für 14 d im Inkubator (37 °C). Nachfolgend Lagerung in Wasser.



Auswertung: Lichtmikroskopie mit fotografischer Dokumentation und REM-Untersuchung von Oberflächen und Randbereichen der Originalproben.

Versuchsdurchführung

Zur Untersuchung eines möglichen Einflusses auf die Oberflächenbeschaffenheit und Randständigkeit der Fissurenversiegelungen wurden je Testagens 6 versiegelte Molarenproben

belastet. Die Belastung der Versuchsobjekte mit Zitronensäure (1%), Mundspray und Mundspülung erfolgte für 3 x 1 min täglich (morgens, mittags, abends) über eine Dauer von 14 d. Die Agenzien wurden 1-mal täglich gewechselt. Die Lagerung in Tafelwasser und PCE-Lösung erfolgte für die gesamte Dauer von 14 d im Inkubator bei 37 °C. Ein Wechsel dieser Testflüssigkeiten erfolgte einmal wöchentlich. Außerhalb der Einwirkzeiten von Zitronensäure (1%), Mundspray und Mundspülung erfolgte die Lagerung der Proben in 0,1%iger Thymollösung, welche täglich erneuert wurde. Als Probenbehälter dienten 100 ml Probenbecher mit Schraubdeckel (Uritop S, Melsungen AG, Melsungen, Deutschland) und Kulturplatten. Es wurde sichergestellt, dass die Probenkörper vollständig in Flüssigkeit getaucht waren. Die zeitliche Kontrolle erfolgte mit einer Stoppuhr.

Übersicht Versuchsablauf

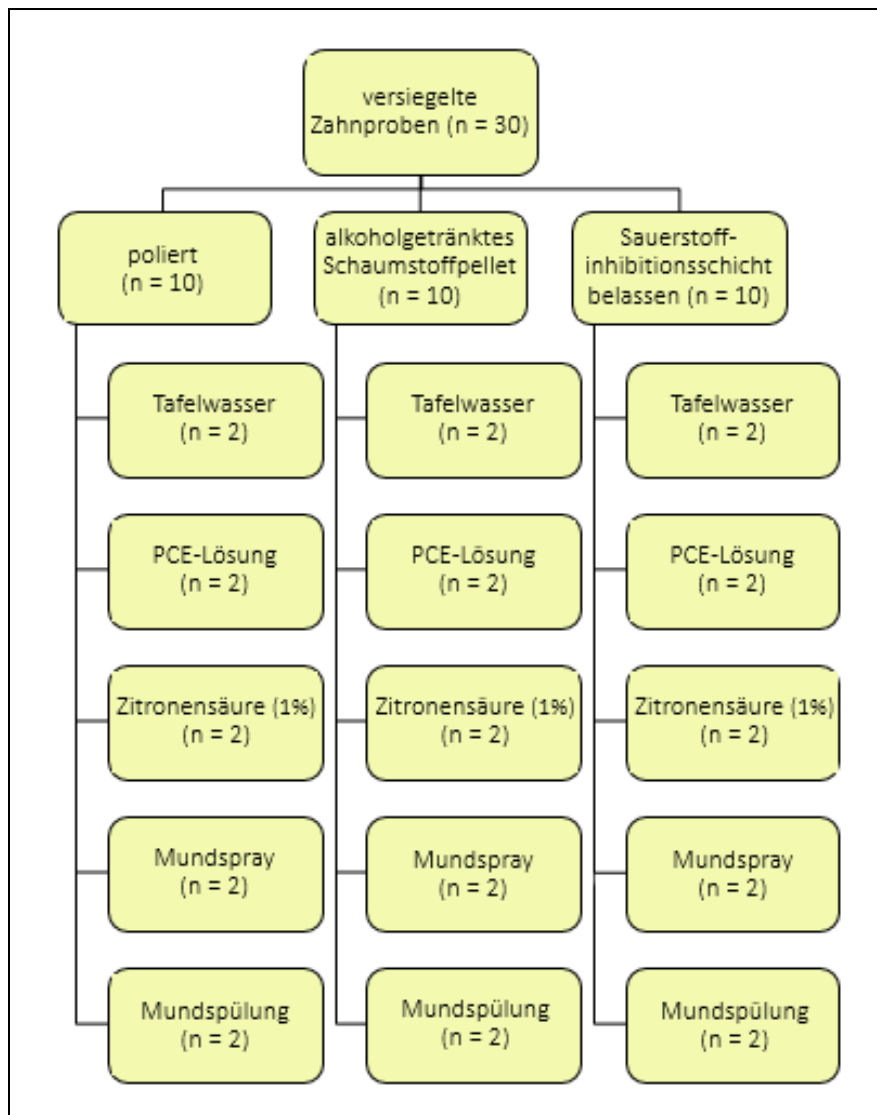


Abb. 10 Übersicht Probenaufteilung chemische Belastung bezogen auf die Lagerungsmedien des 3 x 1-minütigen 14-tägigen Einlageregimes (Kurzzeitbelastung) für Analysen über Lichtmikroskopie und REM

c. Intensivbelastung von Fissurenversiegelungen

Versuchsaufbauschema

Probenvorbereitung: Kariesfreie menschliche Weisheitszähne (n = 48), Lagerung in 0,1%iger Thymollösung (direkt nach Extraktion/Osteotomie). Abtrennung der Wurzeln. Folgend 24 h Lagerung in 70%igen Ethanol. Danach 24 h Rehydrierung in Tafelwasser sowie abschließend 15 s Luft-Wasser-Spray und 15 s Lufttrocknung.



Probenerstellung:

- Fissurenversiegelungen *in vitro* (SÄT, Helioseal) nach vorangegangener Reinigung der Okklusalfächen. Entfernung/Reduktion der Sauerstoffinhibitionsschicht mit alkoholhaltigem Schaumstoffpellet. Erstellung interner Kontrollseiten.



Einlageexperimente:

- Je 6 versiegelte Molarenproben: Einlage in PCE-Lösung und Tafelwasser 28 d im Inkubator (37 °C).
- Jeweils 6 versiegelte Molarenproben: Zitronensäure (1%), Mundspray, Mundspülung je 1 h täglich, über 14 d. Zwischenlagerung in Wasser.
- Je 6 versiegelte Molarenproben: Zitronensäure (1%) Dauereinlage über 11 d, Mundspray, Mundspülung Dauereinlage über 14 d. Nachfolgend Lagerung in Wasser.



Auswertung:

- **Versiegelte Molarenproben (n = 48):** Digitalmikroskopie 3D-Modus, Färbung der Molarenproben mit Methyleneblau, Spray, erneut Digitalmikroskopie 3D-Modus, exemplarisch REM

Versuchsdurchführung

Zur Untersuchung eines möglichen Einflusses auf die Oberflächenbeschaffenheit und Randständigkeit der Fissurenversiegelungen wurden je 6 versiegelte Molarenproben mit Mundspray und Mundspülung über 14 d intensiv belastet. Beide Produkte sollen nach Herstellerempfehlungen 2-mal täglich angewendet werden. Mit der gewählten Einlagedauer sollte eine Anwendung der Mundhygieneprodukte über mehrere Jahre simuliert werden. Eine Belastung von versiegelten Molarenproben mit 1%iger Zitronensäure sollte ebenfalls über 14 d durchgeführt werden. Da der Totalverlust der Zahn-Versiegler-Interaktionszone drohte, wurde das Experiment nach 11 d beendet. Simuliert wurde hiermit der Konsum von säurelastigen Nahrungsmitteln über 14 Jahre (Einwirkzeit 3 x 1 min/d). Die Inkubation von je 6 Proben in Pseudocholinesterase-Lösung und Tafelwasser erfolgte über 28 d bei 37 °C. Zusätzlich wurden je 6 Proben in 1%ige Zitronensäure, Mundspray und Mundspülung 1 h täglich über den Zeitraum von 14 d belastet. Entsprechend der Simulation einer 3-mal täglichen säurelastigen Nahrungsaufnahme über 280 Tage sowie einer 2-mal täglichen Anwendung der Mundhygieneprodukte über 420 Tage. Die Zwischenlagerung erfolgte in Wasser. Die Einlageagenzien wurden täglich gewechselt. Tafelwasser und PCE-Lösung wurden wöchentlich erneuert. Als Probenbehälter dienten Kulturplatten (6 Kavitäten, Greiner Bio-One). Es wurde sichergestellt, dass die Probenkörper vollständig in Flüssigkeit getaucht waren.

Übersicht Versuchsablauf

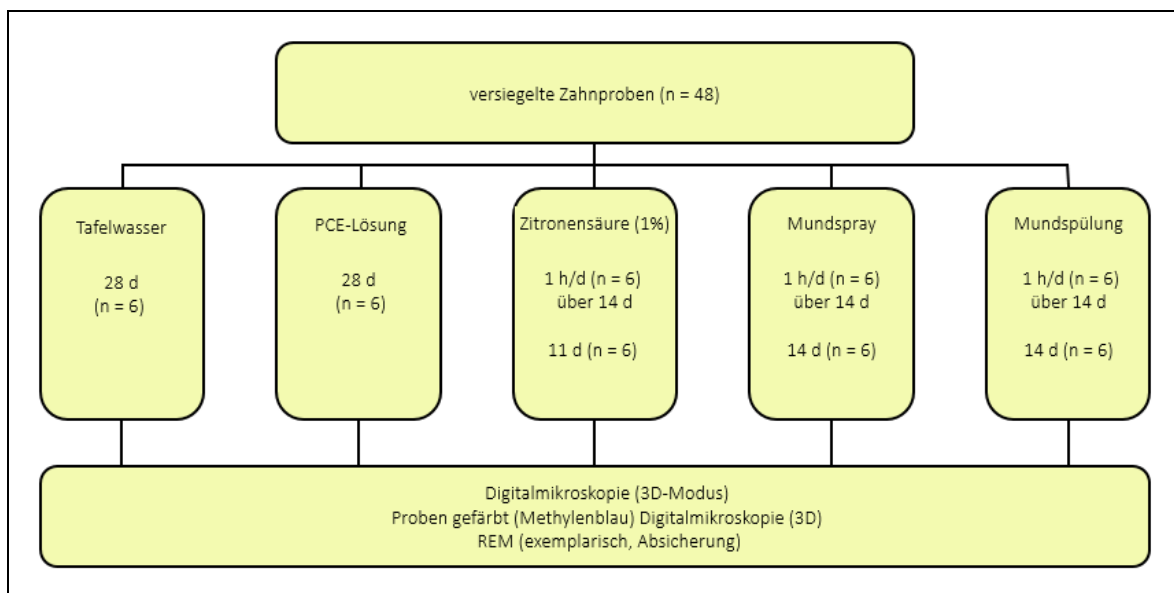


Abb. 11 Probenaufteilung versiegelte Zahnproben der Intensivbelastung bezogen auf die Lagerungsmedien und die gewählten Belastungszeiten sowie anschließenden Analysen über Digitalmikroskopie und Rasterelektronenmikroskopie

3.3 Rauheitsmessung

Die Messung der Rauheit der Materialproben (vgl. Abschnitt 3.2.5) erfolgte mit einem optischen 3D-Messsystem mit chromatischem Weißlichtsensor (FRT MicroProf Messsystem Gerätenummer MPR 1320, Mark III Analysesoftware Version 3.9; FRT Fries Research & Technology GmbH, Bergisch Gladbach, Deutschland). Vor dem Messvorgang wurden eine Dunkelkorrektur des Sensors und eine Referenzfahrt des Messtisches ausgeführt. Zudem wurde vor dem jeweiligen Messvorgang eine mindestens 10-minütige Wartezeit nach Trocknung der Kunststoffplättchen mit laborgeeignetem Papier (Light-Duty Tissue Wipers, VWR) eingehalten. Evaluiert wurde der flächenbezogene Rauheitsparameter R_q . Der **quadratische Mittenrauwert R_q** ist der quadratische Mittelwert der Profilabweichung (dieser reagiert empfindlicher auf einzelne Riefen und Spitzen als der Arithmetische Mittenrauwert R_a). Der R_q -Wert ist gleich der Standardabweichung σ der Profilhöhenverteilung und daher von statistischer Bedeutung bei Betrachtung eines Oberflächenprofils.

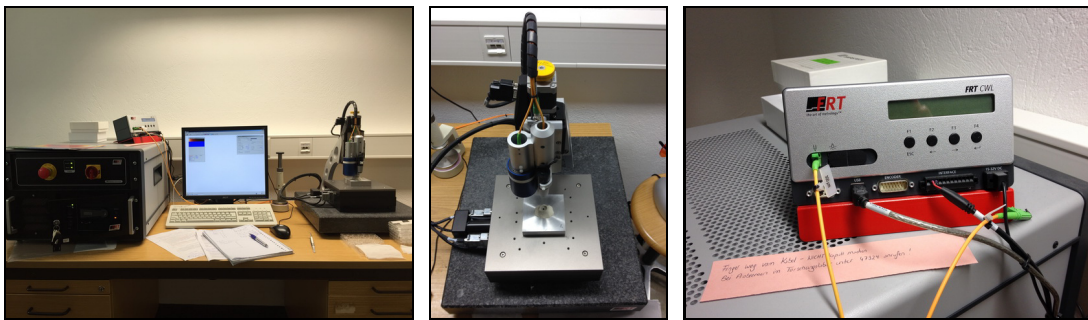


Abb. 12 Optisches 3D-Messsystem mit chromatischem Weißlichtsensor

3.4 Mikrohärtemessung

Mikrohärtemessungen der Materialproben (vgl. Abschnitt 3.2.5) erfolgten unter Verwendung eines Härtemessgerätes (Duramin, Struers, Willich, Deutschland) mit der Prüfmethode nach Vickers. Die Vickershärte (HV) wird mit Hilfe der Eindringtiefe eines im Umfang quadratischen und in die Tiefe pyramidenförmigen Diamanteindringkörpers unter definierter Prüfkraft gemessen. Die Vickershärte HV ist definiert als Quotient aus der Prüfkraft F und der Oberfläche A des bleibenden Eindrucks.

$$HV = K \times F/A$$

Nach Entfernung der Prüfkraft werden an dem bleibenden pyramidenförmigen und quadratischen Eindruck die Längen der beiden Diagonalen d_1 und d_2 gemessen. Der gebildete Mittelwert dient der Ermittlung der Vickershärte.

Je Probenplättchen wurden 5 Messungen durchgeführt, aus denen der Mittelwert berechnet wurde. Mikrohärtemessungen erfolgten bei je 6 Proben aus 5 Versuchsreihen.



Abb. 13 Härtemessgerät

3.5 Lichtmikroskopie

Nach Abschluss der chemischen Belastung und Freilegung der internen Kontrollen der versiegelten Molarenproben nach Kurzzeitbelastung erfolgten zunächst Analysen von Oberflächenstrukturen und Randbereichen der Untersuchungsobjekte mittels Lichtmikroskopie sowie gekoppelter fotografischer Dokumentation (EOS 6D, Canon Europa N.V., Amstelveen, Niederlande).



Abb. 14 Dentalmikroskop Global G3 mit Kameravorrichtung und montierter digitaler Spiegelreflexkamera (© Sigma Dental, Handewitt)

Die qualitative Oberflächenevaluierung der Materialplättchen (vgl. Abschnitt 3.2.5) nach 14-tägiger chemischer Belastung sowie der Fissurenversiegelten Weisheitszähne nach mehrmonatiger und mehrjähriger Belastung folgte unter Zuhilfenahme der Digitalmikroskopie (Keyence, Osaka, Japan). Von allen Proben wurden Übersichtsaufnahmen angefertigt. Die Zahnproben (vgl. Abschnitt 3.2.5) wurden innerhalb eines 3D-Modus erfasst. Die Versieg-

lermaterialplättchen wurden unter Zuhilfenahme eines 2D-Modus analysiert. Nach Anfärbung der Zahnproben mit Methylenblau und nachfolgender 10 s Abspraying (Luft-Wasser-Spritze) wurden von allen versiegelten Zahnproben ein zweites Mal Übersichtsaufnahmen (3D-Modus) erstellt.

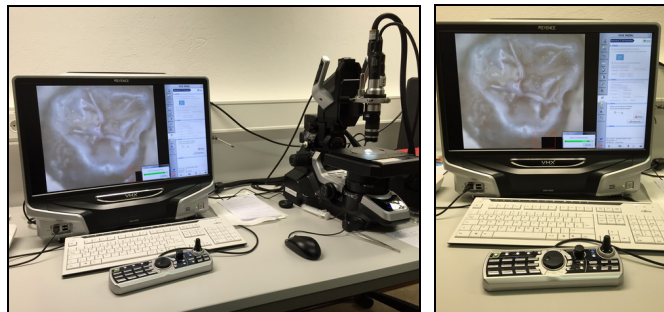


Abb. 15 Digitalmikroskop VHX-5000

3.6 Rasterelektronenmikroskopie

Die Untersuchung der Originalproben im Rasterelektronenmikroskop (XL 30 ESEM FEG, Fei, Hillsboro (Oregon), U.S.A.) erfolgte im Labor der Klinik für Zahnerhaltungskunde, Parodontologie und präventive Zahnheilkunde am Universitätsklinikum Homburg/Saar.



Abb. 16 Rasterelektronenmikroskop XL 30 ESEM FEG

Die versiegelten Molarenproben (vgl. Abschnitt 3.2.5) wurden mit Hilfe von Polycarbonat Klebeband (Spectro-Tabs, Plano, Wetzlar, Deutschland) auf REM-Objektträger (Plano) aufgebracht. Um die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung zu ermöglichen, wurden die aufgeklebten Prüfkörper zunächst mit einer dünnen Kohlenstoffschicht bedampft (BAL-TEC Scd 030, Oerlikon Systems, Balzers, Liechtenstein). Anschließend wurde zwecks weiterer Erstellung der für das REM notwendigen elektrisch leitfähigen Oberflächen eine Besputterung mit Gold vorgenommen (Sputter Coater Polaron Range, Quorum Technologies, New Haven, United Kingdom). Es wurden Bilder mit 25-, 50-, 100-, 130-, 1000-, 5000- und 10000-facher Vergrößerung angefertigt. Als Referenz diente jeweils die bei allen Versuchsob-

jekten durch vorherige halbseitige Einbettung in ein Silikon sowie durch eine Kerbe gekennzeichnete interne Kontrollseite. Die 3 versiegelten Molarenkronen mit belassener Sauerstoffinhibitionsschicht des Vorversuches ohne chemische Belastung, wurden mit 25- und 10000-facher Vergrößerung im REM analysiert. Die Bruchpräparate des Vorversuches wurden mit 50- und 500-facher Vergrößerung im REM analysiert (vgl. Abschnitt 3.2.4 c).

Die 5 halbseitig polierten Materialplättchen des Vorversuches wurden nach mindestens 24 h Trocknung auf Aluminiumstiftprobenteller mit vorgestanztem Carbonatklebeband zur Vorbereitung für die Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung aufgeklebt. Im REM wurden Bilder mit 13- und 5000-facher Vergrößerung mit dem Sekundärelektronendetektor (SE) sowie bei 50000-facher Vergrößerung mit dem Back-Scatter-Elektronendetektor (BSE) angefertigt.

Zur Absicherung der erzielten Ergebnisse der Proben der simulierten 4-wöchigen, mehrmonatigen sowie mehrjährigen Belastung (vgl. Abschnitt 3.2.5 c) über das Digitalmikroskop erfolgte die Untersuchung exemplarischer Zahnproben im REM.

Die qualitative Analyse der Oberflächenqualitäten der Materialplättchen erfolgte mit Beschreibung der Kriterien: keine Oberflächenveränderungen zu beobachten, Mikroporositäten und/oder Mikrorisse vorhanden.

Der qualitative Vergleich nach Art der Vorbehandlung sowie die Auswertungen nach Art des Einlagemediums von Oberflächen- und Randqualitäten der methacrylatbasierten Fissurenversiegelungen erfolgten deskriptiv anhand der nachfolgend in Tabelle 2 aufgeführten Kriterien.

Tab. 2 Scoring von Oberflächen- und Randqualitäten der Fissurenversiegelungen.

Score	Oberflächenqualitäten	Randqualitäten
I	Keine Oberflächenveränderungen	Keine Randveränderungen
II	Mikroporositäten vorhanden	Marginale Unregelmäßigkeiten, Randstufe, partiell
III	Mikrorisse vorhanden	Randstufe, zirkulär

Elementanalysen

Mit Hilfe des EDX Modus wurden im Rasterelektronenmikroskop (REM) Elementanalysen an einzelnen Proben der Fissurenversiegelungen der Kurzzeitsimulation durchgeführt. Dies diente der Analyse der in allen Proben sichtbaren weißen Partikel.

3.7 Statistische Analyse

Mit den Daten der Mikrohärtemessungen und der quantitativen oberflächentopographischen Vermessung wurden Mittelwerte und Standardabweichungen gebildet und in Diagrammen zusammengefasst. Für die statistische Auswertung wurde der U-Test nach Mann & Whitney genutzt. Die statistischen Tests wurden auf einem Signifikanzniveau von 5% durchgeführt. Zum Einsatz kam die Software SPSS Statistics 22.0 für Windows (SPSS Inc., Chicago, Illinois, U.S.A.).

4 Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Testreihen gegliedert nach den Prüfagenzien Tafelwasser, Pseudocholinesterase (PCE)-Lösung, Zitronensäure (1%), Alkohol- und ätherische Öle beinhaltendes Mundspray (theranovis oral) und ethanolfreie, ätherische Öle beinhaltende Mundspülung (Listerine Zero) dargestellt. Vorab werden die Ergebnisse der Vorversuche beschrieben.

4.1 Ergebnisse der Vorversuche

4.1.1 Ergebnisse Einfluss der Politur auf Materialproben

Die Untersuchung im REM erfolgte mit dem Sekundärelektronendetektor (SE) als auch mit dem Back-Scatter-Elektronendetektor (BSE). Materialkontrastbilder mit dem BSE-Elektronendetektor wurden angefertigt um Rückschlüsse über die Verteilung der unterschiedlichen Materialkomponenten (Matrix = dunkel und Farbpartikel (Titanpartikel) = hell) des Fissurenversieglers (Helioseal) zu ermöglichen.

Tafelwasser

Auf einer Hälfte des Probenplättchens waren Riefen im Versieglermaterial sichtbar, welche auf die Politurmaßnahmen vor der 24 h Einlage zurückgeführt werden können. Beeinträchtigungen der Oberflächenqualität des Versieglermaterials konnten nach Einlage in Tafelwasser (Kontrolle) nicht beobachtet werden.

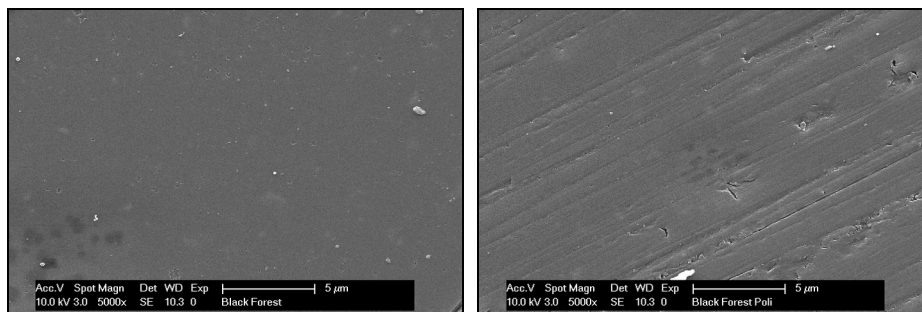


Abb. 17 REM-Aufnahme Materialplättchen in Tafelwasser gelagert, links: unpoliert – rechts: poliert, Originalvergrößerung 5000-fach

Mundspray

Im polierten Anteil des Materialplättchens waren nach 24 h Lagerung in Mundspray (theranovis oral) Riefen- und Mikrorissbildungen sichtbar.

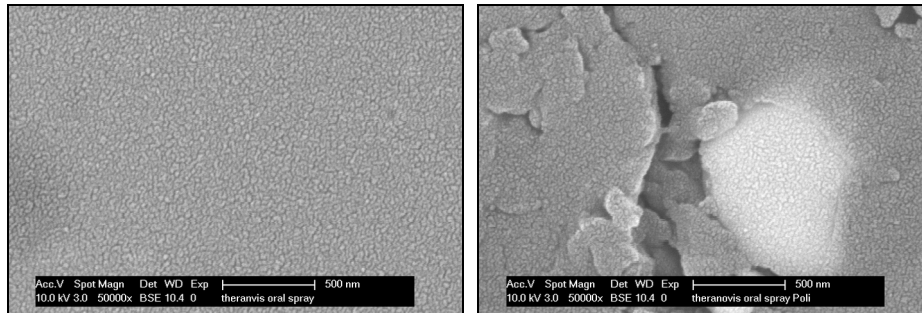


Abb. 18 REM-Aufnahme Materialplättchen in Mundspray gelagert, links: unpoliert – rechts: poliert, Originalvergrößerung 50000-fach (BSE)

Mundspülung

Die polierte Seite des Versieglermaterialplättchens zeigte nach 24 h Lagerung in Mundspülung (Listerine Zero), Mikroporositäten und Mikrorisse auf. Das Material war zerrüttet.

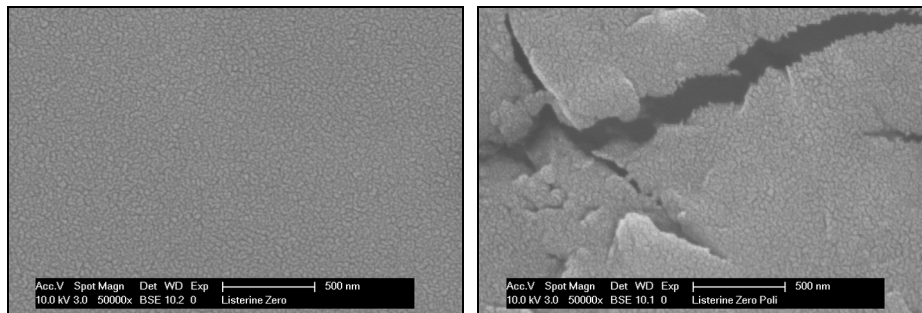


Abb. 19 REM-Aufnahme Materialplättchen in Mundspülung gelagert, links: unpoliert – rechts: poliert, Originalvergrößerung 50000-fach (BSE)

Vergleichend wurde ein halbseitig poliertes Versieglerplättchen 24 h lang in Thymollösung 0,1% gelagert. Innerhalb der polierten Hälfte zeigten sich nach Lagerung Riefen, Mikrorisse sowie Mikroporositäten im Material.

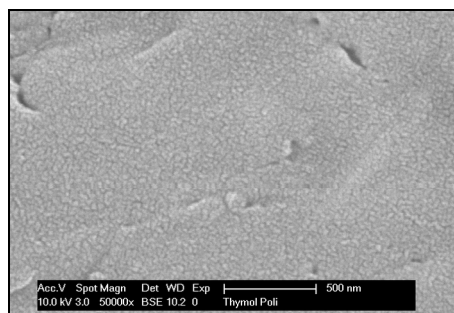


Abb. 20 REM-Aufnahme Materialplättchen in Thymollösung 0,1% gelagert, poliert, Originalvergrößerung 50000-fach (BSE-Aufnahme)

a. Fissurenversiegelung ohne Belastung

Dieser Vorversuch diente der Information einer möglichen Auswirkung der durch Sauerstoff inhibierten oberflächlichen Schicht auf die Oberflächen- und Randqualität des Fissurenversieglers. Bei allen Proben dieses Vorversuches war im REM eine Krakelierung des Materials sichtbar. Unabhängig davon wirkten die Oberflächen- und Randbereiche homogen (Score I, repräsentative Abbildung 21).

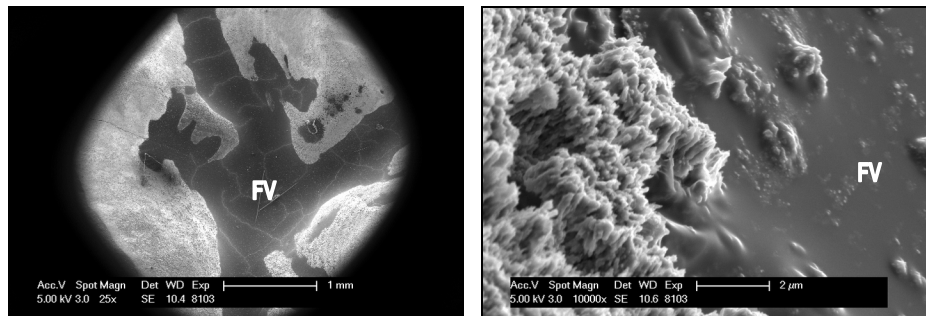


Abb. 21 Rasterelektronenmikroskopische Darstellung einer Fissurenversiegelung mit belassener Sauerstoffinhibitionsschicht, Originalvergrößerungen 25-, 10000-fach, FV = Fissurenversiegelung, in der rechten Abbildung ist angrenzend an das Versieglermaterial der angeätzte Schmelz erkennbar

b. Ergebnisse der qualitativen Analyse der Randbereiche anhand von Bruchpräparaten

Mit diesem Vorversuch sollten die Parameter Lagerungsdauer und Politur geprüft werden. Die Präparate wurden schließlich für erste orientierende Analysen bezüglich der Randqualitäten des methacrylatbasierten Fissurenversieglers im Übergang zum Zahnschmelz herangezogen.

Tafelwasser

Nach 14 d Inkubation in Tafelwasser bei 37 °C zeigten sich keine marginalen Unregelmäßigkeiten im Randübergang von FV zu Zahnschmelz (Score I, Abbildung 22).

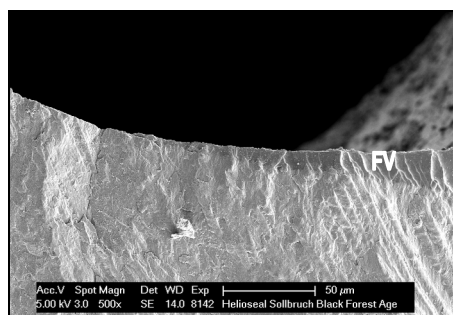


Abb. 22 Rasterelektronenmikroskopische Darstellung eines FV-Bruchpräparates nach Einlage in Tafelwasser: Testseite, Originalvergrößerung 500-fach, FV = Fissurenversiegelung

Pseudocholinesterase-Lösung

Qualitätsunterschiede zwischen Test- und Kontrollseite waren nach 2-wöchiger Inkubation in Pseudocholinesterase-Lösung bei 37 °C nicht zu erkennen (beide Score I).

Zitronensäure

Nach Einlage in 1%iger Zitronensäure-Lösung (3 x 1 min/d über 14 Tage) zeigte sich eine Randstufe im Übergang von Fissurenversiegelung (Helioseal) zu angrenzendem erodiertem Zahnschmelz (Score III, Abbildung 23).

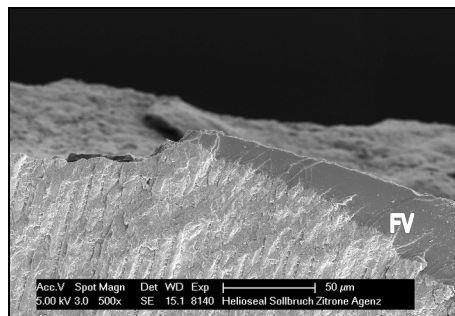


Abb. 23 Rasterelektronenmikroskopische Darstellung eines FV-Bruchpräparates nach Einlage in Zitronensäure-Lösung (1%): Testseite, Originalvergrößerung 500-fach, FV = Fissurenversiegelung

Mundspray

Nach Belastung mit Alkohol und ätherische Öle beinhaltendem Mundspray im Kurzzeitsimulationsregime zeigten sich keine Beeinträchtigungen der Randqualität in Form von Stufenbildungen im Übergang von Fissurenversiegler zu Zahnschmelz (Score I).

Mundspülung

Nach Einlage in ethanolfreie, ätherische Öle enthaltende Mundspülung im Kurzzeitsimulationsregime zeigten sich keine Beeinträchtigungen der Randqualität im Übergang von Fissurenversiegler zu Zahnschmelz (Score I).

4.2 Ergebnisse der Testreihen

4.2.1 Quantitative Evaluation der Oberflächenqualität nach 14-tägiger Dauereinlage von Versieglermaterialplättchen

a. Rauheitsmessung mit Interferometer

Oberflächenrauheit nach Inkubation in Tafelwasser

Eine Zunahme der Rauheit (R_q) des Fissurenversieglers nach Einlage in Tafelwasser wurde nicht beobachtet. In Tabelle 3 erfolgt die Darstellung des R_q -Mittelwertes von 6 Versieglermaterialplättchen nach 14 d Inkubation in Tafelwasser bei 37 °C.

Tab. 3 R_q -Mittelwert Materialplättchen nach Inkubation in Tafelwasser

Materialplättchen (n = 6)	R_q -Mittelwert [μm]	STABW
Tafelwasser (Kontrolle)	0,36	2,21

Exemplarische 3D-Ansicht einer Probenoberfläche nach 14-tägiger Einlage in Tafelwasser im Inkubator bei 37 °C

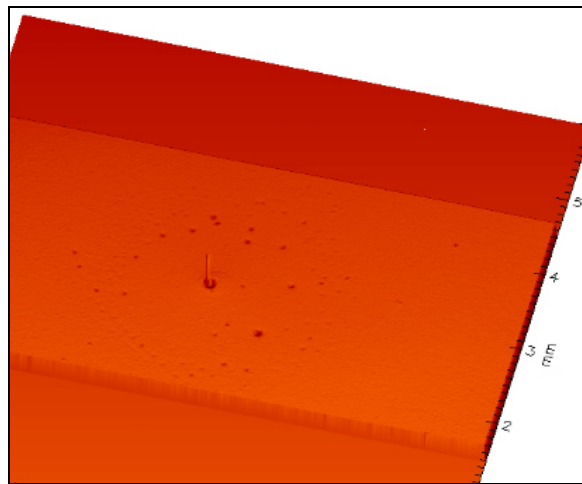


Abb. 24 Versiegleroberfläche nach 14 d Tafelwasserinkubation

Oberflächenrauheit nach Inkubation Pseudocholinesterase-Lösung

Eine signifikante Zunahme der Rauheit (Rq) als mögliches Degradationszeichen des Kunststoffbasierten Fissurenversieglers nach Medienbelastung mit Pseudocholinesterase-Lösung konnte nicht festgestellt werden.

Tab. 4 Rq-Mittelwert Materialplättchen nach Inkubation in PCE-Lösung im Vergleich zur Kontrolle

Materialplättchen (n = 12)	Rq-Mittelwert [μm]	STABW
PCE-Lösung	0,42	0,24
Kontrolle	0,36	2,21

Exemplarische 3D-Ansicht einer Probenoberfläche nach 14-tägiger Inkubation in Pseudocholinesterase-Lösung bei 37 °C (FRT MicroProf Messsystem)

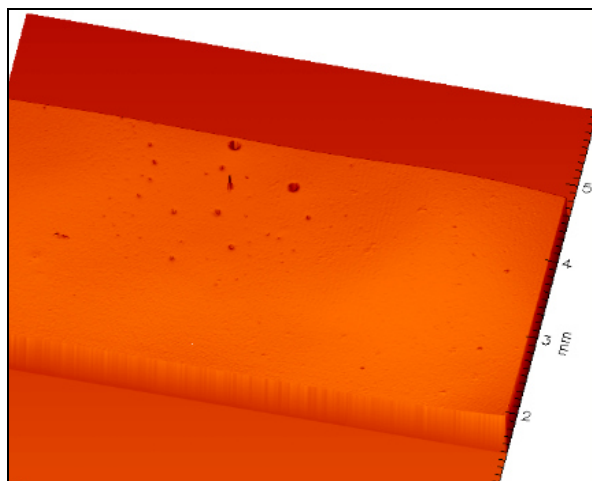


Abb. 25 Versiegleroberfläche nach 14 d Inkubation in PCE-Lösung

Oberflächenrauheit nach Einlage in Zitronensäure (1%)

Eine signifikante Zunahme der Rauheit (R_q) des Kunststoffbasierten Fissurenversieglers nach Belastung mit Zitronensäure (1%) konnte nicht festgestellt werden. Folgend ist der Mittelwert der Versieglerproben nach 14-tägiger Dauereinlage in 1%iger Zitronensäure vergleichend zum Mittelwert der Kontrollproben (14 d Dauerinkubation in Tafelwasser) in Tabelle 5 dargestellt.

Tab. 5 R_q -Mittelwerte von Materialplättchen nach 2-wöchiger Dauereinlage in Zitronensäure (1%) und Tafelwasser (Kontrolle)

Materialplättchen (n = 12)	R_q -Mittelwert [μm]	STABW
Zitronensäure (1%)	0,32	0,24
Kontrolle	0,36	2,21

Exemplarische 3D-Ansicht einer Probenoberfläche nach 14-tägiger Einlage eines Materialplättchens in Zitronensäure (1%) (FRT MicroProf Messsystem)

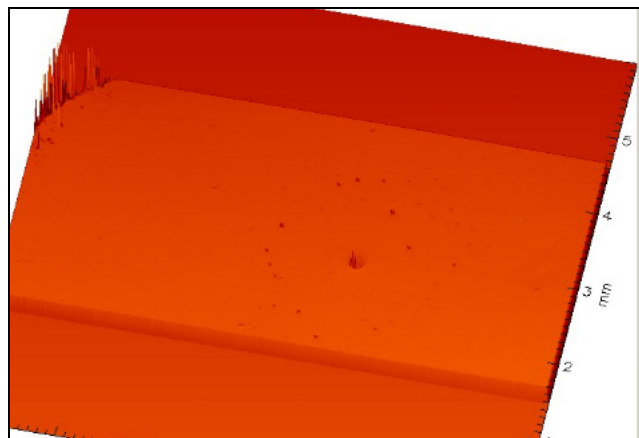


Abb. 26 Oberfläche des Kunststoffversieglers nach 14 d Lagerung in Zitronensäure (1%)

Oberflächenrauheit nach Einlage in Mundspray

Eine signifikante Zunahme der Rauheit (R_q) als mögliches Degradationszeichen des Kunststoffbasierten Fissurenversieglers nach Belastung mit alkoholhaltigem, ätherische Öle beinhaltendem Mundspray (theranovis oral) konnte nicht ermittelt werden. In Tabelle 6 werden die zugehörigen Mittelwerte tabellarisch aufgeführt.

Tab. 6 R_q -Mittelwert von Materialplättchen nach Einlage in Mundspray

Materialplättchen (n = 12)	R_q -Mittelwert [μm]	STABW
Mundspray	0,27	0,10
Kontrolle	0,36	2,21

Exemplarische 3D-Ansicht einer Probenoberfläche nach 14-tägiger Einlage in alkoholhaltigem, ätherische Öle beinhaltendem Mundspray (FRT MicroProf Messsystem)

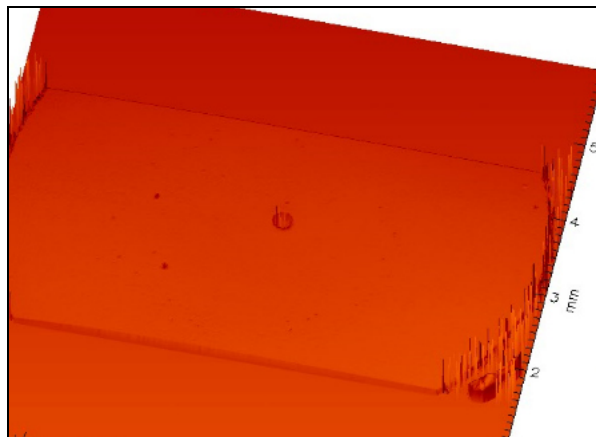


Abb. 27 Versiegleroberfläche nach Einlage in Mundspray (FRT MicroProf Messsystem)

Oberflächenrauheit nach Einlage in Mundspülung

Eine signifikante Zunahme der Rauheit (Rq) als mögliches Degradationszeichen des Kunststoffbasierten Fissurenversieglers nach Medienbelastung mit ethanolfreier, ätherische Öle enthaltender Mundspülung (Listerine Zero) konnte nicht festgestellt werden. In Tabelle 7 erfolgt die Darstellung der zugehörigen Mittelwerte.

Tab. 7 Rq-Mittelwert Materialplättchen Mundspülung

Materialplättchen (n = 12)	Rq-Mittelwert [μm]	STABW
Mundspülung	0,23	0,15
Kontrolle	0,36	2,21

Exemplarische 3D-Ansicht einer Probenoberfläche nach 14-tägiger Einlage in ethanolfreier, ätherische Öle beinhaltender Mundspülung (FRT MicroProf Messsystem)

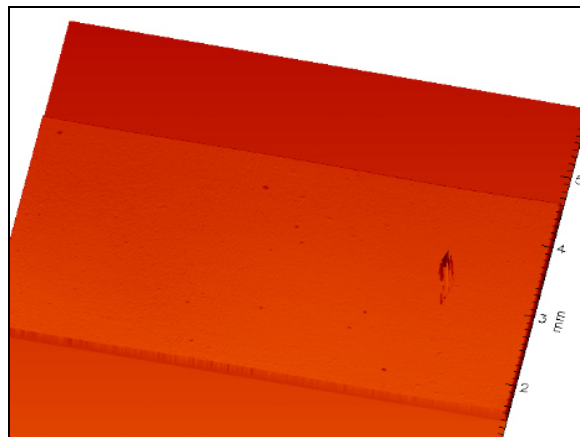


Abb. 28 3D-Ansicht Versiegleroberfläche nach Einlage in Mundspülung (FRT MicroProf Messsystem)

b. Mikrohärteprüfungen nach Vickers

Mikrohärte nach Inkubation in Tafelwasser

Nach 14-tägiger Inkubation von Versieglerprobenplättchen in Tafelwasser (37 °C) betrug der Mittelwert (HV) wie in Tabelle 8 aufgeführt.

Tab. 8 Mittelwert Vickershärte der Kontrollproben

Materialplättchen (n = 6, 5 Messungen je n)	Mittelwert (HV)	STABW
Tafelwasser (Kontrolle)	12,55	0,68

Laut Herstellerangaben ist die Vickershärte des Fissurenversieglers 18,35. Im Vergleich zeigt sich eine Abnahme der Mikrohärte (HV) des Materials nach Inkubation in Tafelwasser, welche als Reduktion der Oberflächenqualität gewertet werden muss.

Pseudocholinesterase-Lösung

Nach Inkubation in PCE-Lösung war keine signifikante Reduktion der Mikrohärte des methacrylatbasierten Fissurenversieglers gegenüber der Wasser-Kontrolle messbar.

Tab. 9 Mittelwerte Vickershärte PCE-Lösung, Tafelwasser

Materialplättchen (n = 12, 5 Messungen je n)	Mittelwerte (HV)	STABW
PCE-Lösung	12,06	1,36
Kontrolle	12,55	0,68

Zitronensäure

Nach 14-tägiger Belastung von Versieglerprobenplättchen mit Zitronensäure (1%) waren die Mikrohärten (HV) gegenüber der Kontrolle (Inkubation in Tafelwasser) signifikant reduziert.

Tab. 10 Mittelwerte Vickershärte Zitronensäure (1%), Tafelwasser

Materialplättchen (n = 12, 5 Messungen je n)	Mittelwerte (HV)	STABW
Zitronensäure (1%)	9,96	0,37
Kontrolle	12,55	0,68

Mundspray

Nach 14-tägiger Medienbelastung von Versieglerprobenplättchen durch alkoholhaltiges, ätherische Öle beinhaltendes Mundspray (theranovis oral) wurden Reduktionen der Mikrohärtens (HV) gegenüber der Kontrolle ermittelt.

Tab. 11 Mittelwerte Vickershärte Mundspray, Tafelwasser

Materialplättchen (n = 12, 5 Messungen je n)	Mittelwerte (HV)	STABW
Mundspray	9,35	2,44
Kontrolle	12,55	0,68

Mikrohärte des Versieglers nach Einlage in Mundspülung

Nach 14-tägiger Medienbelastung von Versieglerprobenplättchen mit ethanolfreier, ätherische Öle haltiger Mundspülung (Listerine Zero) zeigten sich signifikante Reduktionen der Mikrohärtens (HV).

Tab. 12 Mittelwerte Vickershärte Mundspülung, Tafelwasser

Materialplättchen (n = 12, 5 Messungen je n)	Mittelwerte (HV)	STABW
Mundspülung	5,6	0,41
Kontrolle	12,55	0,68

4.2.2 Lichtmikroskopische Evaluation der Oberflächenqualität von Materialplättchen nach 14-tägiger Medienbelastung

Tafelwasser

Lichtmikroskopisch (2D-Modus, Digitalmikroskop, Vergrößerung: 1000-fach) zeigten sich keine Abweichungen der Oberflächenqualität nach Inkubation der Versieglermaterialplättchen in Tafelwasser bei 37 °C über 14 Tage. Alle Proben wiesen Score I auf.

Pseudocholinesterase-Lösung

Es konnten lichtmikroskopisch (Vergrößerung 1000-fach) keine Abweichungen der Oberflächenqualität nach Inkubation der Materialplättchen in PCE-Lösung bei 37 °C über 14 Tage ermittelt werden. Alle Proben wiesen Score I auf.

Zitronensäure (1%)

Lichtmikroskopisch (2D-Modus, Digitalmikroskop Keyence) konnten bei keiner der analysierten Proben (Materialplättchen) qualitative Beeinträchtigungen festgestellt werden. Alle Proben wiesen Score I auf.

Mundspray

Auch nach 2-wöchiger Belastung mit Mundspray konnten keine Beeinträchtigungen der Oberflächenqualität an den Versieglermaterialplättchen festgestellt werden. Alle Proben wiesen Score I auf.

Mundspülung

Nach 14-tägiger Einlage in Mundspray waren bei 1000-facher Vergrößerung im Digitalmikroskop ebenfalls keine qualitativen Oberflächeneinbußen erkennbar. Alle Proben wiesen Score I auf.

4.2.3 Oberflächen- und Randanalyse von versiegelten Weisheitszahnkronen nach chemischer Belastung mit unterschiedlichen Regimes bezüglich der Sauerstoffinhibitionsschicht

Tafelwasser

Auch die Rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen von Oberflächen- und Randqualitäten der versiegelten Weisheitszahnkronen nach 14-tägiger Dauerinkubation in Tafelwasser bei 37 °C zeigten unabhängig von der Art des Umgangs mit der Sauerstoffinhibitionsschicht keine charakteristischen qualitativen Oberflächenbeeinträchtigungen der methacrylatbasierten Fissurenversiegelungen. Alle Proben wiesen Score I bezogen auf Oberflächen- und Randqualität auf.

Pseudocholinesterase-Lösung

Nach 2-wöchiger Inkubation der Proben in Pseudocholinesterase-Lösung bei 37 °C konnten keine relevanten qualitativen Oberflächen- oder Randbeeinträchtigungen des Fissurenversieglers ermittelt werden. Vereinzelt wurden Materialablösungen in den Randbereichen beobachtet.

tet. Dies kam selten und unabhängig von der Art der Vorbehandlung vor den Einlageversuchen vor. Die Proben wiesen Score I bezogen auf Oberflächen- und Randqualität auf.

Zitronensäure

Bei allen Proben traten nach Exposition gegenüber 1%iger Zitronensäure-Lösung unabhängig von der Art der Vorbehandlung (Politur, Alkohol Schaumstoffpellet, belassene Sauerstoffinhibitionsschicht) nach 3 x 1 Minute Einlage täglich über von 2 Wochen, charakteristisch oft im REM sichtbare Randstufen auf. Eine direkte Beeinflussung der Oberflächenqualität war mikroskopisch nicht erkennbar (Score I). Alle Proben wiesen den Randscore III auf.

Mundspray

Auf den polierten Seiten der Fissurenversieglerproben zeigten sich nach 3 x 1 min Einlage über 14 d in Alkohol- und ätherische Öle beinhaltendes Mundspray vereinzelt Mikroporositäten und Spalten. Im Gesamten betrachtet wirkten die Materialoberflächen von Kontroll- und Testseiten jedoch einheitlich. Auch nach Reduktion/Entfernung der Sauerstoffinhibitionsschicht mittels in Alkohol getränkten Schaumstoffpellets, zeigten sich die Oberflächen des Versieglermaterials auf den Test- und Kontrollseiten der jeweiligen Proben, nach den Kurzzeit-Einlageexperimenten in Mundspray, recht homogen. Auch die Proben ohne Entfernung der Sauerstoffinhibitionsschicht zeigten nach 3 x 1 min täglicher Exposition über einen Zeitraum von 14 d keine relevanten qualitativen Oberflächen- oder Randveränderungen des methacrylatbasierten Fissurenversieglers. Alle Proben wiesen Score I bezogen auf Oberflächen- und Randqualität auf.

Mundspülung

Es wurden keine relevanten qualitativen Oberflächenbeeinträchtigungen der Fissurenversiegelungen nach 3 x 1 min täglicher Exposition über einen Zeitraum von 14 d gegenüber ethanolfreier, ätherische Öle beinhaltender Mundspülung (Listerine Zero) beobachtet. Dies war unabhängig von der Art des Umgangs mit der Sauerstoffinhibitionsschicht. Alle Proben wiesen Score I bezogen auf Rand- und Oberflächenqualität auf.

4.2.4 Qualitative Oberflächen- und Randevaluation nach Intensivbelastung

Tafelwasser

Lichtmikroskopisch zeigte sich bei keiner der 6 versiegelten Zahnproben im Vergleich von Kontroll- und Testseite eine qualitative Beeinträchtigung der Oberflächenqualität nach 28 d Inkubation in Tafelwasser. Alle Proben wiesen den Oberflächenscore I und den Randscore I auf.

Pseudocholinesterase-Lösung

Lichtmikroskopisch (Digitalmikroskop) zeigte sich bei keiner der 6 versiegelten Zahnproben im Vergleich von Kontroll- und Testseite eine qualitative Beeinträchtigung der Oberflächen oder Randqualität nach 28 d Inkubation in Pseudocholinesterase-Lösung bei 37 °C. Alle Proben wiesen Score I bezogen auf Oberflächen- und Randqualität auf.

Zitronensäure (1%)

Nach 11-tägiger Dauereinlage in 1%iger Zitronensäure (simulierte 3 x 1 min/d Einwirkzeit über > 14 Jahre) mussten die versiegelten Zahnproben aufgrund von fortgeschrittenem Erosionsbasiertem Verlust des Zahnschmelzes aus der Testflüssigkeit entnommen werden. Bei 100% der Fissurenversiegelten Zahnproben zeigten sich aufgrund der umgebenden erodierten Zahnhartsubstanzen Randstufen und Unterminierungen. Dies traf auch auf die versiegelten Zahnproben zu, welche 1 x täglich 1 h lang über einen Zeitraum von 14 d (simulierte Gesamteinwirkzeit: 3 x 1 min/d über 280 Tage) in 1%ige Zitronensäure eingelegt waren (Zwischenlagerung in Wasser). Alle Proben wiesen im Randbereich Score III auf. Die Oberflächenqualität wurde mit einem Score I bewertet.

Mundspray

Lichtmikroskopisch (3D-Modus, Digitalmikroskop) zeigten sich keine Beeinträchtigungen der Oberflächen- und Randqualität. Nach 14 d Dauereinlage konnten lediglich minimale Erosionen des Zahnschmelzes festgestellt werden. Alle Proben wiesen Score I bezogen auf Oberflächen- und Randbereiche auf.

Mundspülung

Lichtmikroskopisch (3D-Modus) zeigten sich keine direkten Beeinträchtigungen der Oberflächenqualität (Score I nach Simulation der $2 \times 1 \text{ min/d} > 1$ sowie > 27 -jährigen Anwendung). Allerdings waren in den Übergängen der Fissurenversiegelungen zum Zahnschmelz nach > 27 -jähriger Anwendungssimulation Randstufen zu erkennen. Die durch Erosion des umgebenden Zahnschmelzes entstandenen Randstufen bzw. Unterminierungen (Submargination) des Versiegelungsmaterials waren bei den über 2 Wochen dauereingelegten versiegelten Weisheitszahnproben besonders deutlich über die Färbung der Proben durch Methylblau darstellbar. Alle Proben wiesen, nach Simulation einer über 27-jährigen Anwendungszeit, bezüglich der Randbereiche Score III auf. Nach > 1 -jähriger Anwendungssimulation waren Erosionen des umgebenden Zahnschmelzes zu erkennen, entsprechend einem Randscore von II.

4.3 Elementanalysen

Mit Einsatz des REM wurden Elementanalysen einzelner Proben durchgeführt. Die ausgewählten Partikel enthielten ca. 28 Gew.-% Titan. Die folgende Abbildung zeigt charakteristische REM-Aufnahmen im EDX Modus. Die Aufnahmen dienten zum Nachweis der im methacrylatbasierten Fissurenversiegler enthaltenen Titandioxidpartikel. Titandioxid dient als weißes Pigment der Färbung von Helioseal. Der Fissurenversiegler enthält nach Herstellerangaben zu 2 Gew.-% Titandioxid.

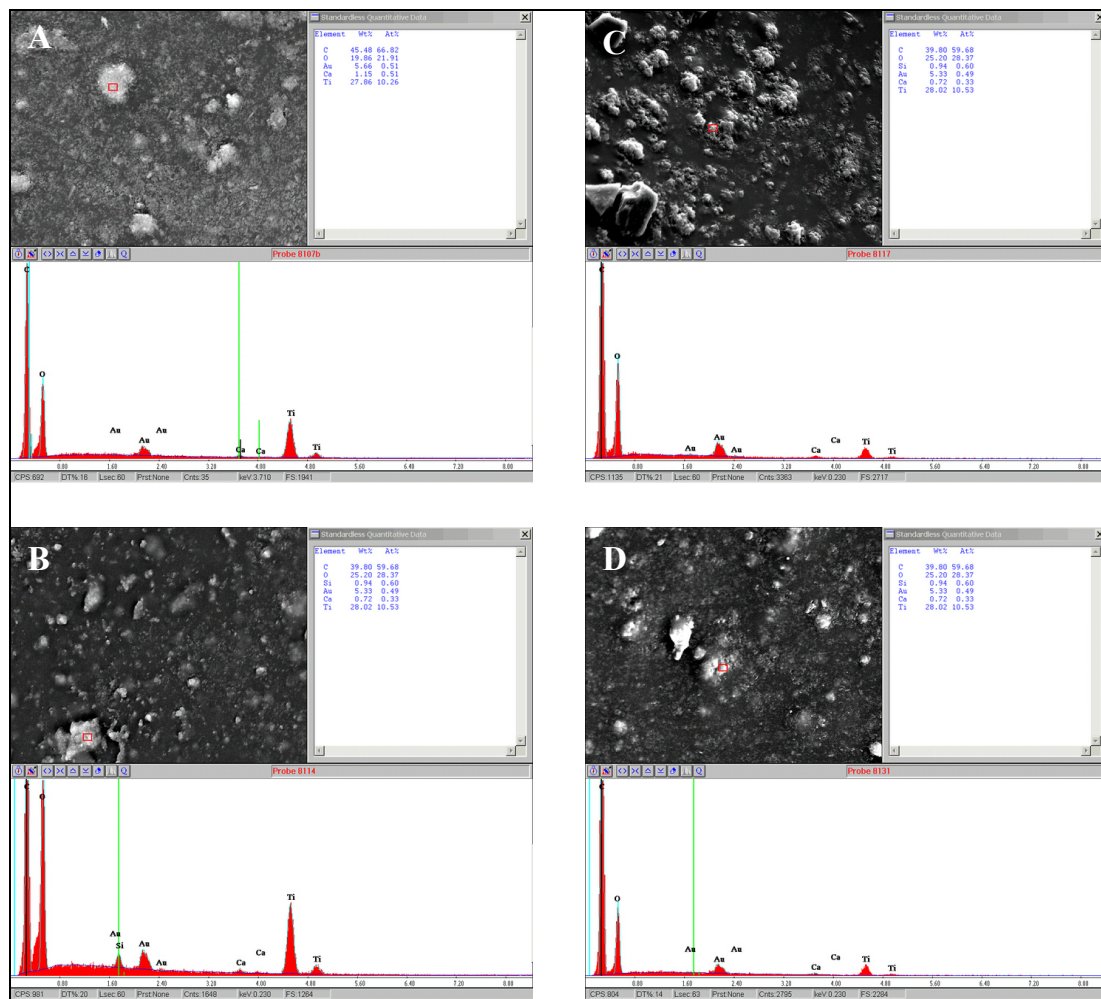


Abb. 29 FV (Mundspray, Alkohol Schaumstoffpellet) A - FV (Mundspülung, Alkohol Schaumstoff-Pellet) B - FV (Zitrone 1%, poliert) C - FV (PCE-Lsg., Alkohol Schaumstoffpellet) D

4.4 Vergleichende Darstellung der quantitativen Evaluation der Oberflächenqualitäten in Tabellen- und Diagrammen

4.4.1 Übersicht über die Ergebnisse der Rauheitsmessung mit Interferometer

Eine signifikante Zunahme der Rauheit (R_q) des Kunststoffbasierten Fissurenversieglers (Helioseal) nach Medienbelastung gegenüber der Kontrolle konnte nicht festgestellt werden.

Tab. 13 Vergleichende Aufführung der R_q -Mittelwerte nach Medienbelastung

Materialplättchen (n = 30)	R_q -Mittelwert [μm]	STABW
PCE-Lösung	0,42	0,24
Kontrolle (Tafelwasser)	0,36	2,21
Mundspülung	0,23	0,15
Mundspray	0,27	0,10
Zitronensäure (1%)	0,32	0,24

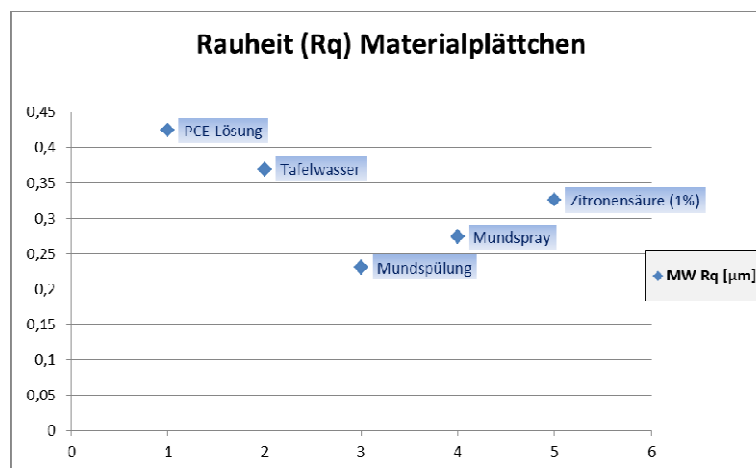


Abb. 30 R_q -Mittelwerte der Versieglermaterialplättchen nach 14 d Medienbelastung

4.4.2 Übersicht über die Ergebnisse der Mikrohärteprüfungen nach Vickers

Nach 14-tägiger Medienbelastung von Versieglerprobenplättchen durch alkoholhaltiges, ätherische Öle beinhaltendes Mundspray, Zitronensäure (1%) und ethanolfreie, ätherische Öle haltige Mundspülung war die Mikrohärte (HV) signifikant (U-Test, $p < 0,05^*$) reduziert.

Tab. 14 Mittelwerte (HV) nach Medienbelastung, *: $p < 0,05$ für Vergleich mit Kontrolle

Materialplättchen (n = 30, 5 Messungen je n)	Mittelwert (HV)	STABW
PCE-Lösung	12,06	1,36
Kontrolle	12,55	0,68
Mundspülung	5,6*	0,41
Mundspray	9,35*	2,44
Zitronensäure (1%)	9,96*	0,37

Tab. 15 U-Test nach Mann & Whitney

Materialplättchen (n = 30)	p-Wert
PCE-Lösung	0,1212
Kontrolle	Xx
Mundspülung	0,002165
Mundspray	0,02597
Zitronensäure (1%)	0,002165

Gegenüber den Herstellerangaben (HV 18,35) war auch die Mikrohärte der in Tafelwasser und Pseudocholinesterase-Lösung gelagerten Materialproben reduziert.

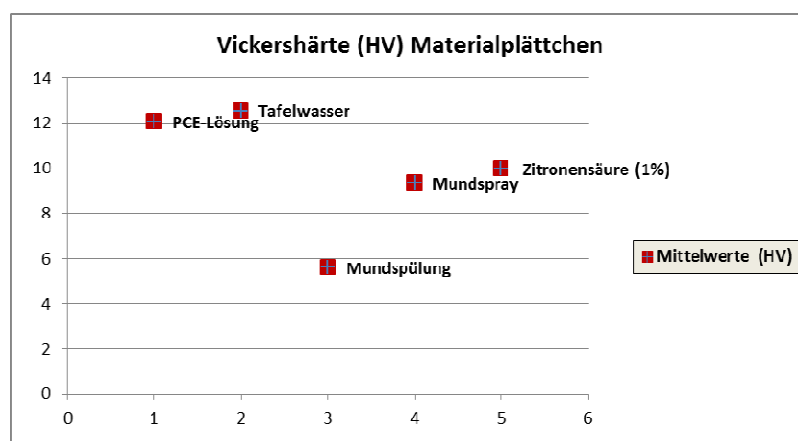


Abb. 31 Mittelwerte (HV) der Versieglermaterialplättchen nach 14 d Medienbelastung

4.4.3 Übersicht über die Ergebnisse des visuellen Scorings der Oberflächenqualitäten

Tab. 16 Scoring Oberflächenqualitäten

Versiegelte Molarenproben	Kurzzeitbelastung 3 x 1min/d (14 d) Median	Intensivbelastung 1h/d (14 d) Median	Intensivbelastung Median
PCE-Lösung	I	x	I
Tafelwasser	I	x	I
Mundspülung	I	I	I
Mundspray	I	I	I
Zitronensäure (1%)	I	I	I

Auch das Scoring der Oberflächen aller Materialplättchen ergab nach den Belastungstests den Wert I.

4.4.4 Übersicht über die Ergebnisse des visuellen Scorings der Randqualitäten

Tab. 17 Scoring Randqualitäten

Versiegelte Molarenproben	Kurzzeitbelastung 3 x 1min/d (14 d) Median	Intensivbelastung 1h/d (14 d) Median	Intensivbelastung Median
PCE-Lösung	I	x	I
Tafelwasser	I	x	I
Mundspülung	I	II*	III*
Mundspray	I	I	I
Zitronensäure (1%)	III*	III*	III*

*signifikanter Unterschied im Vergleich zu Tafelwasser (Kontrolle), U-Test $p < 0,05$

4.5 Exemplarische lichtmikroskopische Abbildungen von Originalproben nach Kurzzeiteinlage in die Prüffagenzien

Lichtmikroskopisch konnten nach Belastung versiegelter Zahnproben mit Tafelwasser (Kontrolle) sowie mit PCE-Lösung über einen Zeitraum von 14 d keine Beeinträchtigungen der Oberflächenqualität des Fissurenversieglers und der Randzonen beobachtet werden (vgl. Abb. 32 und 33).

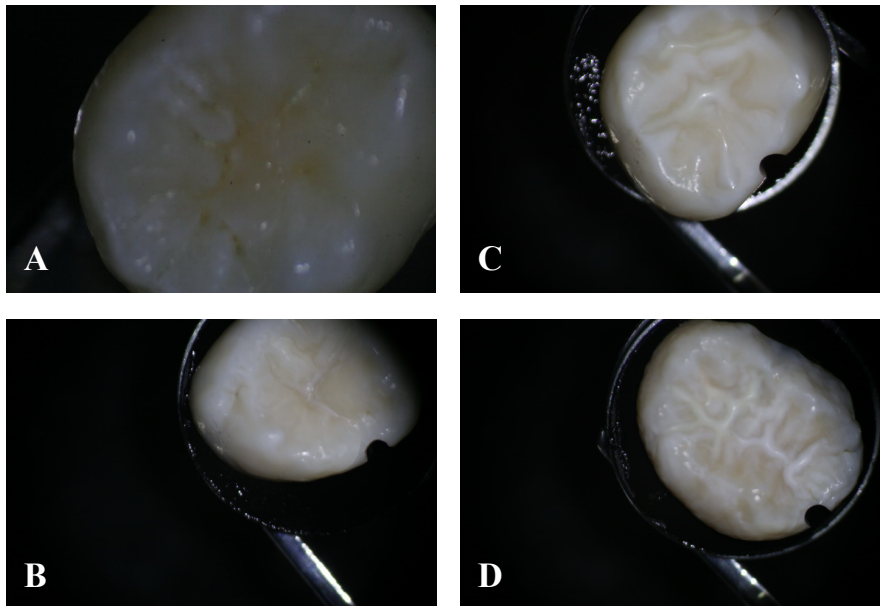


Abb. 32 Lichtmikroskopische Abbildungen von Molaren: unversiegelt (A), fissurenversiegelt und poliert (B), fissurenversiegelt und Sauerstoffinhibitionsschicht mit in Ethanol getränktem Schaumstoffpellet reduziert/entfernt (C), versiegelt mit belassener Sauerstoffinhibitionsschicht (D), nach Einlagen in Tafelwasser (B, C, D). Originalvergrößerung 12,8-fach

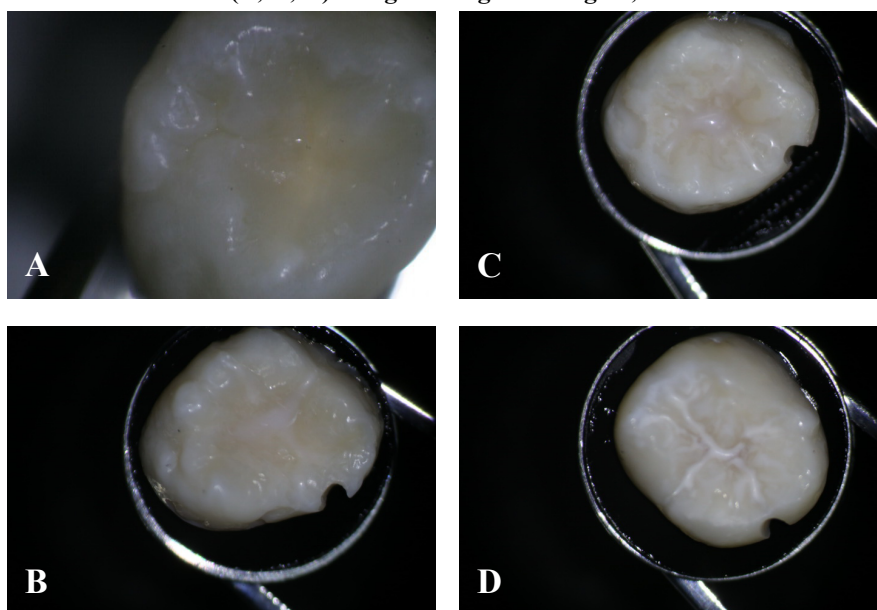


Abb. 33 Lichtmikroskopische Abbildungen von Molaren: unversiegelt (A), fissurenversiegelt und poliert (B), fissurenversiegelt und Sauerstoffinhibitionsschicht mit in Ethanol getränktem Schaumstoffpellet reduziert/entfernt (C), versiegelt mit belassener Sauerstoffinhibitionsschicht (D), nach Einlagen in PCE-Lösung (B, C, D). Originalvergrößerung 12,8-fach

Nach Kurzzeiteinlage versiegelter Zahnproben von 3 x 1 min täglich über einen Zeitraum von 14 d in 1%ige Zitronensäure (Simulation der Nahrungsaufnahme) konnten lichtmikroskopisch keine Beeinträchtigungen der Oberflächenqualität sowie der Randzonen festgestellt werden (vgl. Abb. 34).

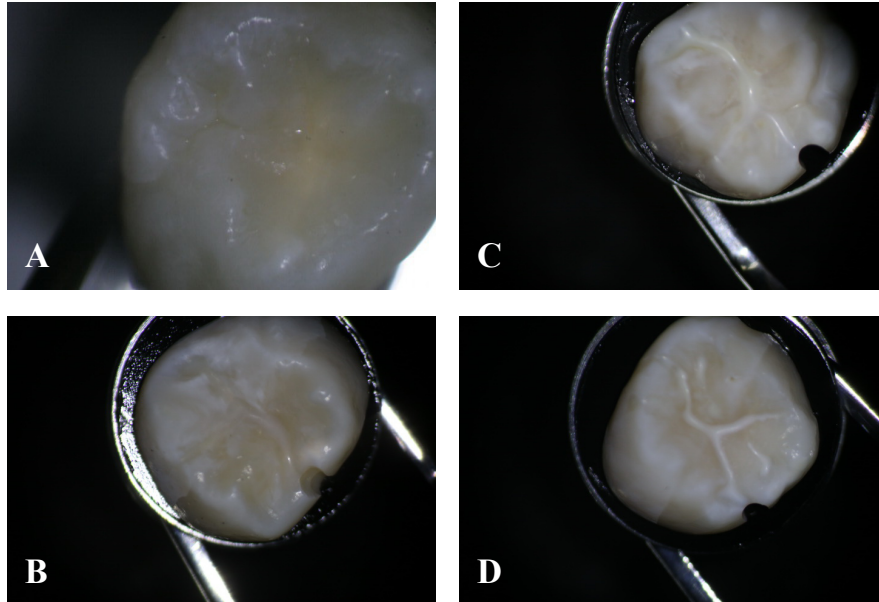


Abb. 34 Lichtmikroskopische Abbildungen von Molaren: unversiegelt (A), fissurenversiegelt und poliert (B), fissurenversiegelt und Sauerstoffinhibitionsschicht mit in Ethanol getränktem Schaumstoffpellet reduziert/entfernt (C), versiegelt mit belassener Sauerstoffinhibitionsschicht (D), nach Einlegen in Zitronensäure-Lösung 1% (B, C, D). Originalvergrößerung 12,8-fach.

Lichtmikroskopisch waren nach Kurzzeiteinlage versiegelter Zahnproben von 3 x 1 min täglich über 14 d in Mundspray und auch durch Belastung mit Mundspülung (Simulation eines 21-tägigen Anwendungszeitraums) keine Beeinträchtigungen der Oberflächenqualität und der Randzonen zu erkennen (vgl. Abb. 35 und 36).

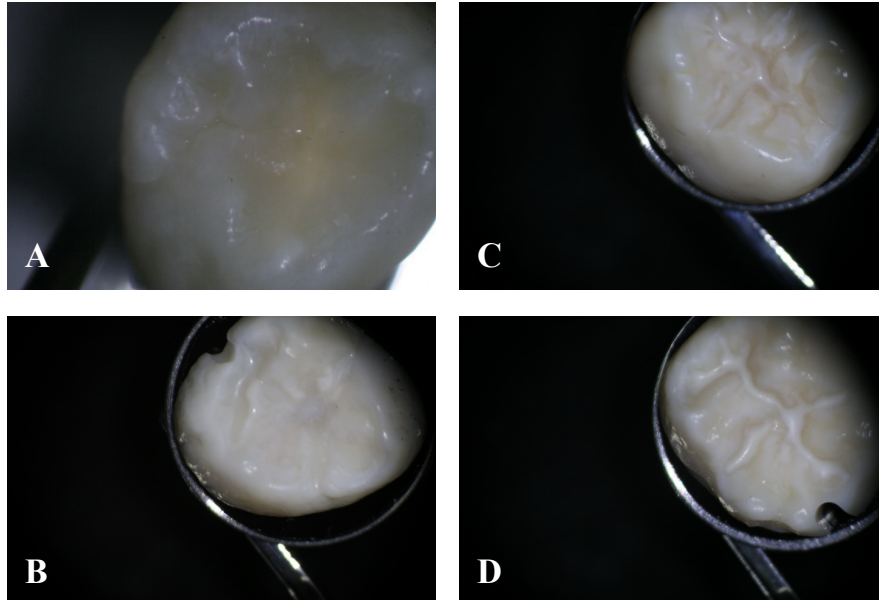


Abb. 35 Lichtmikroskopische Abbildungen von Molaren: unversiegelt (A), fissurenversiegelt und poliert (B), fissurenversiegelt und Sauerstoffinhibitionsschicht mit in Ethanol getränktem Schaumstoffpellet reduziert/entfernt (C), versiegelt mit belassener Sauerstoffinhibitionsschicht (D) nach Einlagen in Mundspray (B, C, D). Originalvergrößerung 12,8-fach.

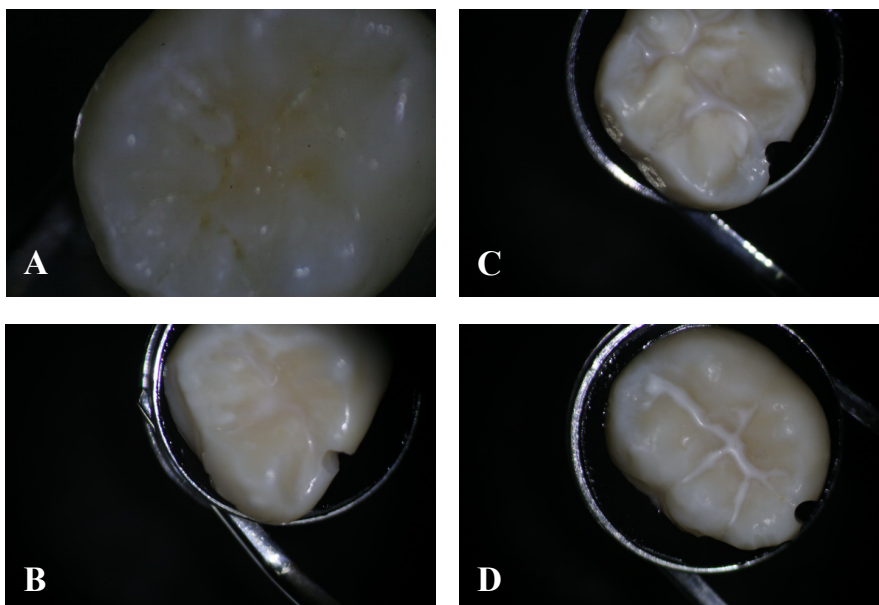


Abb. 36 Lichtmikroskopische Abbildungen von Molaren: unversiegelt (A), fissurenversiegelt und poliert (B), fissurenversiegelt und Sauerstoffinhibitionsschicht mit in Alkohol getränktem Schaumstoffpellet reduziert/entfernt (C), versiegelt mit belassener Sauerstoffinhibitionsschicht (D), nach Einlagen in Mundspülung (B, C, D). Originalvergrößerung 12,8-fach.

4.6 Exemplarische Darstellung der Randzonen versiegelter Zahnproben nach chemischer Kurzzeitbelastung

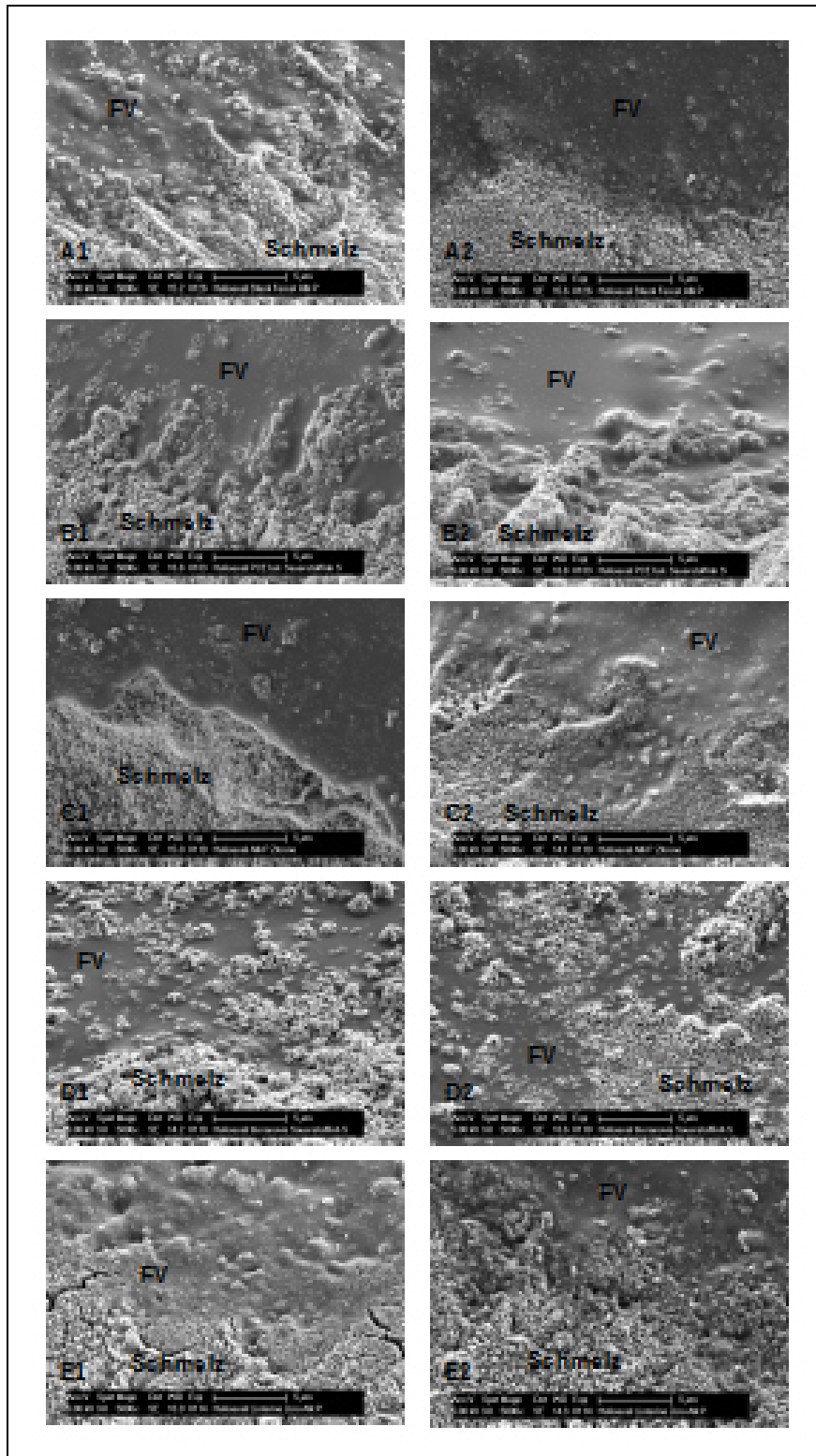


Abb. 37 Exemplarische REM-Aufnahmen versiegelter Zahnproben (1: Test, 2: interne Kontrolle), Tafelwasser (A), PCE-Lösung (B), Zitronensäure (1%) (C), Mundspray (D), Mundspülung (E), Originalvergrößerung 5000-fach. Nach Kurzzeitbelastung mit 1%iger Zitronensäure fand sich bei 100% der Proben eine Desintegration des Versieglers in der Randzone zum Zahnschmelz. Es zeigten sich Stufenbildungen sowie Unterminierungen durch Erosion des Zahnschmelzes (C1).

4.7 Exemplarische Darstellung versiegelter Zahnproben nach Intensivbelastung

Oberflächen von Proben nach Inkubation in Tafelwasser bei 37 °C

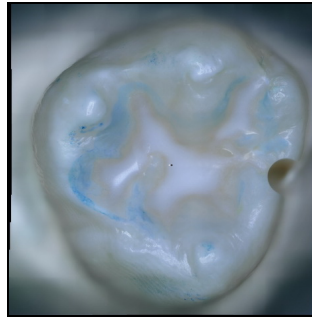


Abb. 38 Lichtmikroskopische Darstellung einer Fissurenversiegelten Weisheitszahnkrone nach 28 d Inkubation in Tafelwasser bei 37 °C und nach Anfärbung mit Methylenblau, Originalvergrößerung 50-fach

Nach 28 d Inkubation in Tafelwasser zeigten sich keine Einbußen der Oberflächen- und Randqualitäten.



Abb. 39 Lichtmikroskopische Detailansicht der Oberfläche einer Fissurenversiegelung nach 28 d Inkubation in Tafelwasser bei 37 °C, Originalvergrößerung 50-fach

Oberflächen von versiegelten Zahnproben nach Inkubation in PCE-Lösung über einen Zeitraum von 28 d bei 37 °C



Abb. 40 Lichtmikroskopische Darstellung einer Probestentseite nach 28 d Inkubation in PCE-Lösung bei 37 °C, Originalvergrößerung 50-fach

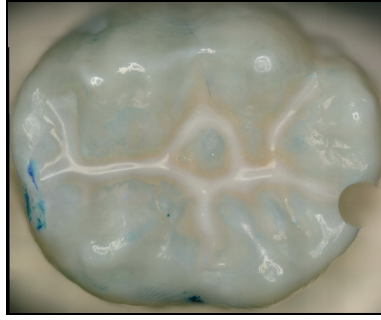


Abb. 41 Lichtmikroskopische Darstellung einer Probe nach Inkubation in PCE-Lösung (28 d, 37 °C) nach Methylenblaufärbung

Auch nach Anfärbung mit Methylenblau waren die Oberflächen- und Randqualitäten nach Belastung mit PCE-Lösung im Inkubator lichtmikroskopisch auf Test- und Kontrollseiten einheitlich.

Oberflächen von versiegelten Zahnproben nach Belastung mit 1%iger Zitronensäure von 1 h täglich über einen Zeitraum von zwei Wochen sowie nach 11 d Dauereinlage

Auf den Testseiten der Proben zeigen sich erosionsbasierte Verluste von Zahnschmelz, die zu Stufenbildungen und Unterminierungen des Fissurenversieglers führten (vgl. Abb. 42, 43).

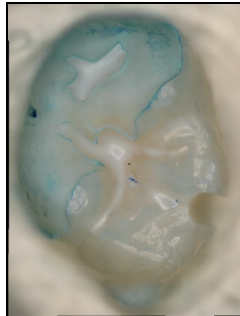


Abb. 42 Lichtmikroskopische Darstellung einer Probe nach Einlage in Zitronensäure (1%) 1 h/d über 14 d (nach Methylenblaufärbung)

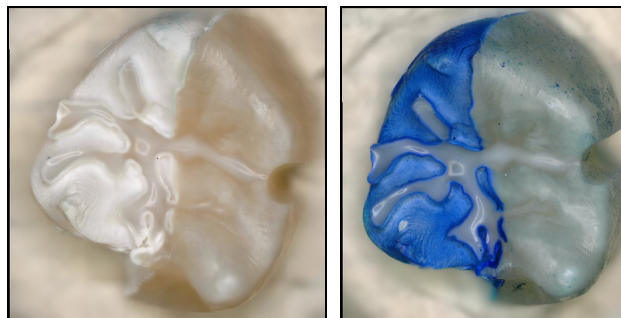


Abb. 43 Lichtmikroskopische Darstellung einer Probe nach Dauereinlage in Zitronensäure (1%) über 11 d (ungefärbt, gefärbt)

Erosionsbedingte zirkuläre Randstufe mit Submargination an der Fissurenversiegelung



Abb. 44 Lichtmikroskopische Darstellung eines versiegelten Weisheitszahn nach 11 d Dauereinlage in 1%iger Zitronensäure (Detailaufnahme), Originalvergrößerung 100-fach

Exemplarische REM-Bilder von versiegelten Weisheitszahnkronen nach Einlage in 1%iger Zitronensäure nach Intensivbelastung

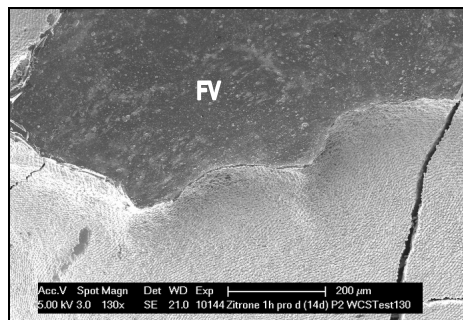


Abb. 45 Exemplarische REM-Aufnahme einer versiegelten Zahnprobe nach 1 h/d Einlage in 1%iger Zitronensäure über einen Zeitraum von 14 d, Originalvergrößerung 130-fach

Erosionsbegründete Randstufe (zirkulär) mit Unterminierung des Fissurenversieglers (vgl. Abb. 45 und 46).

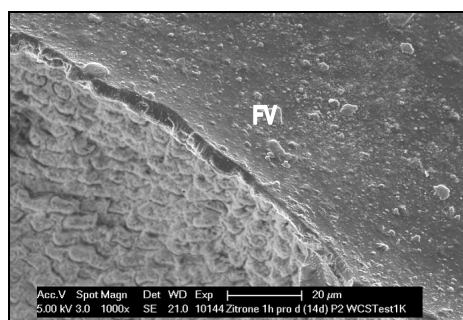


Abb. 46 Exemplarische REM-Aufnahme einer versiegelten Zahnprobe nach 1 h/d Einlage in 1%iger Zitronensäure über einen Zeitraum von 14 d, Originalvergrößerung 1000-fach

Nach 11 d Dauereinlage in 1%iger Zitronensäure hatten die Fissurenversiegelungen nur noch basal Kontakt zum ansonsten erodierten Zahnschmelz (vgl. Abb. 47).

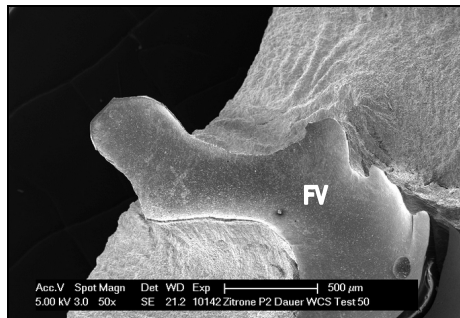


Abb. 47 Exemplarische REM-Aufnahme einer versiegelten Weisheitszahnkrone nach 11 d Dauereinlage in Zitronensäure (1%), Originalvergrößerung 50-fach

Oberfläche einer versiegelten Zahnprobe nach Belastung mit alkoholhaltigem, ätherische Öle beinhaltendem Mundspray



Abb. 48 Lichtmikroskopische Darstellung eines versiegelten Molaren nach 14 d Dauereinlage in Mundspray (theranovis oral), Originalvergrößerung 50-fach

Die Oberflächenqualität und auch der Randbereich der Versiegelung wiesen nach Belastung mit Mundspray (Simulation einer 2 x 1 min/d Anwendung > 20 Jahre) keine Beeinträchtigungen auf (vgl. Abb. 48).

Oberflächen von versiegelten Zahnproben nach Belastung mit ethanolfreier und ätherische Öle beinhaltender Mundspülung

Exemplarische Darstellung von versiegelten Molaren nach einem Einlageregime mit 1 h täglicher über 14 d sowie Dauereexposition über 14 d

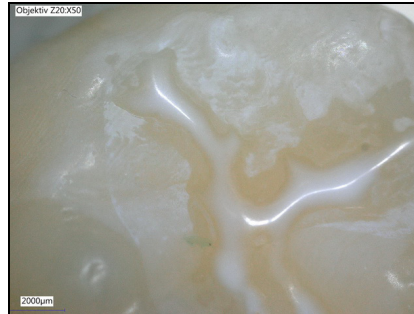


Abb. 49 Lichtmikroskopische Darstellung einer Probentestseite nach einständiger Einlage pro Tag in ethanolfreier, ätherische Öle beinhaltender Mundspülung über einen Zeitraum von 14 d, Originalvergrößerung 50-fach

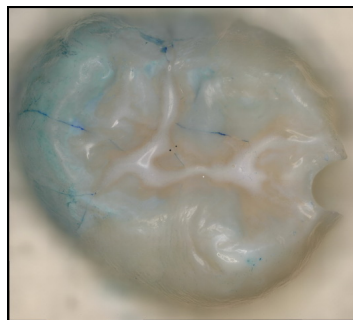


Abb. 50 Lichtmikroskopische Darstellung einer versiegelten Zahnkrone nach täglicher 1 h Einlage in ätherische Öle beinhaltende Mundspülung über einen Zeitraum von 14 d nach Färbung mit Methylenblau und anschließendem Absprayen, Originalvergrößerung 50-fach

Nach Simulation einer Anwendungsdauer der Mundspülung über 420 Tage (2 x 1 min/d) zeigten sich leichte Erosionen im Zahnschmelz der Testseite, die erst nach Einfärbung mit Methylenblau erkennbar waren (vgl. Abb. 49 und 50).

Nach Anfärbung der Zahnprobe mit Methylenblau und anschließendem 10 s Abspülen mit Spray (Luft-Wasser-Spritze) nach 14 d Dauereinlage (Simulation einer täglichen 2 x 1 min Verwendung über > 27 Jahre), zeigte sich eine deutliche Anhaftung des Farbstoffes im erodierten Zahnschmelz der Testseite (vgl. Abb. 51, Probenkontrollseite: rechte, mit Kerbe markierte Zahnhälfte).

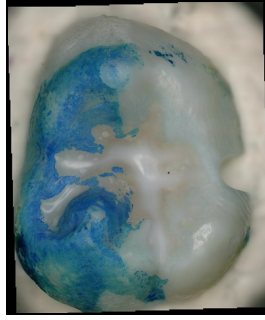


Abb. 51 Exemplarische Abbildung einer Zahnprobe nach 14 d Dauereinlage in ethanolfreier, ätherische Öle beinhaltenden Mundspülung nach Metylenblaufärbung, Originalvergrößerung 50-fach

5 Diskussion

5.1 Diskussion von Material und Methode

5.1.1 Versuchsaufbau

In der vorliegenden experimentellen *In-vitro*-Studie wurde die Oberflächenqualität eines methacrylatbasierten Fissurenversieglers nach Inkubation in unterschiedlichen Medien analysiert. Immersionsversuche stellen die übliche Methode zur Ermittlung der Widerstandsfähigkeit von Kunststoffen gegenüber potenziell beeinflussenden Stoffen dar. Die verwendeten Stoffe sind in der heutigen Lebensweise von Bedeutung. Sie sind in Nahrungsmitteln und Mundhygieneprodukten weit verbreitet.

Der Vorteil des in dieser Studie verwendeten *In-vitro*-Modells besteht in der selektiven Prüfung einzelner Substanzen und Produkte auf die Korrosionsfestigkeit eines Fissurenversieglers. Eine an die Realität angepasste Wirkungsdauer, von wenigen Wochen bis mehrere Jahre wurde simuliert, jedoch wurden protektive Faktoren der Mundhöhle, wie die Pellikelschicht (Hannig M und Hannig C, 2014) und Fluoridzufuhr durch Mundhygienemaßnahmen in dieser Studie nicht berücksichtigt. Somit kann für die Ergebnisse dieser Studie angenommen werden, dass der Einfluss der Agenzien quantitativ höher erscheint, als er *in vivo* auftreten würde. Die gezeigte qualitative Beeinflussung der Fissurenversiegelungen durch die untersuchten Agenzien kann allerdings als gegeben angenommen werden. Sie stellt für die langfristige Nutzungsperiode der Fissurenversiegelung zumindest ein Risiko dar. Klinische Untersuchungen von zahnärztlichen Materialien sind zeit- und kostenintensiv (Heintze und Zimmerli, 2011). Außerdem wären klinisch intentionell verursachte Schädigungen ethisch nicht vertretbar. Negative Auswirkungen von beispielsweise sauren Lösungen auf Zähne, als auch deren Effekte auf präventive Maßnahmen können unter Verwendung von geeigneten Modellen *in vitro* untersucht werden (Young und Tenuta, 2011). Mit Verwendung der gewählten Einlagemedien Zitronensäure (1%), Mundspülung (Listerine Zero) und Mundspray (theranovis oral), sollten reale Effekte der Nahrungsaufnahme sowie der täglichen Mundhygiene auf zahnärztliche Materialien, imitiert werden. Pseudocholinesterase-Lösung kam zum Einsatz, weil das Enzym auch Bestandteil des menschlichen Speichels ist. Zur Kontrolle wurde ein mineralienarmes Tafelwasser verwendet. Die Wahl des Kurzzeit-Einlageregimes von 3-mal 1 Minute täglicher Exposition der Proben gegenüber den Agenzien: Zitronensäure (lebensmittelsimulierende Substanz), Mundspray (enthält Alkohol und ätherische Öle), Mundspülung (enthält

ätherische Öle, ethanolfrei) verfolgte ebenfalls das Ziel Verhaltensmuster von Patienten, beispielsweise die Anwendung von Mundspülung über wenige Wochen bei Gingivitiden, nachzuzahlen. Pseudocholinesterase-Lösung und Tafelwasser wurden, analog der „Mundhöhlensituation“, als Dauereinlagemedien eingesetzt. Probeneinlagen dauerhaft oder 1 h täglich über einen Zeitraum von bis zu 14 Tagen, dienten der Simulation der > 1 bis > 27-jährigen Daueranwendung von Mundspray und Mundspülung, die oftmals zur Prophylaxe empfohlen werden. Des Weiteren diente dieses Belastungsregime der Simulation einer beständig säurelastigen Ernährung. Kritisch angemerkt werden muss, dass hiermit zwar ein Vergleich mit der klinischen „chemischen“ Realität möglich war, diese aber aufgrund fehlender Speichelfunktion nicht vollständig abgebildet werden konnte. Beispielsweise werden die getesteten Substanzen in der Mundhöhle durch die Anwesenheit von Schutzfaktoren (ten Cate und Imfeld, 1996), wie Speichel, verdünnt und abgepuffert. Außerdem existieren intraoral weitere modifizierende biologische Faktoren, wie die Pellikel, deren diffusionsbegrenzende Eigenschaften und möglicherweise Dicke (Hannig M und Hannig C, 2014). Allerdings vermögen Speichel und die Pellikel erosiven Verschleiß zwar zu modulieren, können diesen aber nicht verhindern (Shellis und Addy, 2014). Des Weiteren kann die Pellikel in Abhängigkeit von der Säurestärke und Einwirkdauer gänzlich verloren gehen. Der Verlust der Pellikel erfolgt beispielsweise bereits nach kurzzeitiger Einwirkung von Zitronensäure (Hannig, 1994). Auch durch gängige Mundhygieneprodukte kann die Pellikel reduziert werden oder verloren gehen (Pickles, 2006). Insbesondere bei Patienten mit Hyposalivation, beispielsweise durch Medikamente induziert oder Radiatio verursacht, wäre eine protektive und eben nicht zusätzlich schädigende Wirkung von Mundhygienemitteln, wie Mundspülungen, wichtig.

Kritisch bemerkt werden muss auch, dass die chemische Beständigkeit eines Kunststoffversieglers in der Mundhöhle zudem durch mechanische Komponenten beeinflusst werden kann. Alterungsbedingte Risse in Kunststoffen können beispielsweise durch die kombinierte Einwirkung von mechanischer Spannung und einer polaren Flüssigkeit (z. B. Alkohol oder organische Säure) auftreten. Gleichzeitig könnte derselbe Kunststoff in alleinigem Kontakt mit der Flüssigkeit absolut chemisch beständig sein (Benedix, 2011).

Hinzu kommt, dass die chemische Umgebung nur einer von vielen Faktoren in der Mundhöhle ist, die einen nennenswerten Einfluss auf die *in vivo* Degradation von Komposit- und Kunststoffmaterialien haben können (Yap *et al.*, 2000). In der oralen Realität überlagern sich nicht nur die verschiedenen Verschleißmechanismen, weil sie oft parallel ablaufen (Mair, 1992), sondern es existieren eine ganze Reihe weiterer modifizierende Faktoren. Beispiels-

weise sind dies, neben Speichelfaktoren, unterschiedliche Mundhygienetechniken (Johansson *et al.*, 2009).

Eine Übertragung der Ergebnisse über Erosionsprozesse aus *In-vitro*-Studien auf die klinische Realität, sollte auch aufgrund von möglicherweise abweichenden Konsummustern zurückhaltend erfolgen, sowie der Tatsache, dass neben der Pellikel auch mikrobieller Biofilm vor Erosionen schützen kann (Buchalla, 2012). *In-vitro*-Studien aber sind nötig, weil Methoden der Erhebung von Erosionsvorgängen *in vivo* stark in ihrer Sensitivität variieren und auch bezogen auf den erosiven Verschleiß von Zähnen unspezifisch sind (ten Cate und Imfeld, 1996). Auch können *in vitro* unterschiedliche Substanzen direkt miteinander verglichen werden. So ist es zumindest möglich, für bestimmte Substanzen ein Risikoprofil zu formulieren. Ein weiterer Vorteil eines *In-vitro*-Modells gegenüber klinischen Studien ist, dass die Einwirkzeit der Testsubstanzen nicht limitiert ist.

Nachteilig könnte sein, dass Einlage-Experimente in der Regel an ideal verarbeiteten Proben stattfinden (Ehrenstein und Pongratz, 2007). Hierzu kann angemerkt werden, dass sich selbst unter den, in der vorliegenden Studie idealisierten Bedingungen, bei der Herstellung der Fissurenversiegelungen in einer größeren Zahl der Proben unter Digitalmikroskopischer Betrachtung Luftblasen fanden. Eine ideale Fissurenversiegelung dürfte unter klinischen Bedingungen noch schwieriger sein, als im Rahmen einer *In-vitro*-Studie.

5.1.2 Analysemethoden

Erosive Schädigungen der Oberflächen von zahnärztlichen Kunststoff- und Kompositmaterialien nach künstlicher Alterung *in vitro* können quantitativ durch Messungen von Gewichts-, Volumen- und Dichteverlust (Powers *et al.*, 1981) und qualitativ-deskriptiv ermittelt werden. Qualitative Untersuchungen von Oberflächen können visuell mit Hilfe der Lichtmikroskopie und der Rasterelektronenmikroskopie (REM) durchgeführt werden. Ein Vorteil der qualitativen Untersuchung ist die Gesamtbetrachtung der Oberfläche (Hornung, 2005). Da die Begutachtung der Qualität zahnärztlicher Füllungen anhand der Kriterien: Oberfläche, Farbe, Form und marginaler Integrität erfolgt (Ryge und Snyder, 1973), gilt es in der Konsequenz für Fissurenversiegelungen die Qualitätsmerkmale Oberflächentextur und marginale Integrität zu erfassen. Weil durch Verschleiß entstandene Oberflächenrauheiten und Stufenbildungen in den Randbereichen von Fissurenversiegelungen die Biofilmbildung erleichtern und damit zu einem Anstieg des Kariesrisikos beitragen können (Bekes *et al.*, 2014; Gleim,

2005), wurde in der vorliegenden *In-vitro*-Studie eine qualitative Untersuchung mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops (REM) durchgeführt. Die Rasterelektronenmikroskopie dient dem Erkennen von Interaktionen zwischen zahnärztlichen Materialien und Zahnoberflächen (Sano *et al.*, 2008). Oberflächeninformationen, wie Textur und Rauheitsparameter von Komposit- und Kunststoffoberflächen über das REM, können nach experimentellen Verschleiß-Studien, dargestellt werden (Lambrechts *et al.*, 2008). Ein möglicher Nachteil dieser Methode ist, dass die Entstehung von Rissen und Sprüngen an Probenkörpern durch hohe Temperatur und unter Hochvakuum-Einfluss im Rasterelektronenmikroskop nicht ausgeschlossen werden kann (Colliex, 2008; Lambrechts *et al.*, 2008). In der vorliegenden Studie konnten Risse, die sich im Versiegelungsmaterial fanden, eindeutig durch ihre als Sprung sichtbare Weiterführung innerhalb der Zahnhartsubstanz zurückverfolgt und damit klar als Artefakte eingruppiert werden. Sicherheitshalber wurde nach stärkerer Vorbelastung der Proben innerhalb der mehrmonatigen bzw. über ein Jahrzehnt simulierten Belastung eine qualitative Analyse-methode mit Einsatz eines Digitalmikroskops (3D-Modus) gewählt. Optimierte 3D-Modelle bieten grundsätzlich auch die Möglichkeit der Oberflächenbewertung (Göggel und Schué, 2011). Weil diese zerstörungsfreie Technik in zahnmedizinischen Experimental-Studien noch keine breite Anwendung findet, wurden zwecks Absicherung der Ergebnisse, je zwei Proben (assoziiert zu jedem der 5 Einlagemedien) der mehrmonatigen sowie der > 14-jährigen Belastung im REM nachuntersucht.

Zur quantitativen Oberflächenevaluierung der Materialplättchen wurde ein optisches 3D-Messsystem mit chromatischem Weißlichtsensor genutzt. Ein Vorteil dieser Methode ist, dass es sich um ein berührungsloses und auch zerstörungsfreies Messverfahren handelt (Bodendorfer und Koch, 2011). Die quantitativ-ergänzend, an Materialplättchen, durchgeführte Mikro-härtemessung mit Ermittlung der Härte nach Vickers (HV), gilt als geeignete Prüfmethode für Kunststoffe (Jakstat und Klinke, 2008).

5.1.3 Auswahl des Probenmaterials

Mit der Zielsetzung, die intraorale Situation unter Studienbedingungen zu simulieren (Wiegand und Attin, 2011), erfolgte die Entscheidung humane, kariesfreie Weisheitszähne als Probenmaterial zu verwenden.

Fissurensysteme können bereits im Gebiet der eigenen Flächen große Variationen aufzeigen (Eggertson, 2012). Wobei sich insbesondere die Fissurensysteme der unteren Weisheitszähne

stark unterscheiden (Türp und Alt, 1998). Deswegen werden in experimentellen Studien häufig untere Weisheitszähne als Probenmaterial verwendet. Da in der hier vorliegenden Studie die Oberfläche des Versieglers Helioseal qualitativ untersucht wurde und keine physikalische Belastung der Zahn-Versiegler-Interaktionszone erfolgte, war eine Unterscheidung zwischen Oberkiefer- und Unterkiefer-Weisheitszähnen allerdings nicht erforderlich.

5.1.4 Lagerung der Zähne im wässrigen Milieu und Erstellung von Materialproben

Um ein Austrocknen zu vermeiden, wurden die Zähne zwischen den einminütigen und einständigen Einlagerungsexperimenten in Flüssigkeit aufbewahrt. Zudem wurde damit ein zwischenzeitliches Verspröden des Schmelzes verhindert. Um dabei über die 14 d Experimentdauer eine bakterielle Kontamination zu vermeiden wurde hierfür 0,1% Thymollösung gewählt. In der simulierten mehrmonatigen Belastung wurden die 1 h täglich über 2 Wochen eingelegten Proben zwischenzeitlich in Wasser gelagert. Es muss angemerkt werden, dass das dentale erosive Potential innerhalb der Mundhöhle von einer Vielzahl biologischer und chemischer Faktoren beeinflusst wird, wie beispielsweise der Pufferkapazität eines Produktes, der Adhäsion eines Stoffes auf der Zahnoberfläche sowie der Speichelzusammensetzung (Lussi *et al.*, 2002). Diese Einflüsse konnten in der vorliegenden *In-vitro*-Studie nicht simuliert werden. Auch Thymollösung an sich kann möglicherweise Einfluss auf dentale Materialien nehmen. Optische Veränderungen und mechanische Beeinträchtigungen von Zahnschmelz konnten beispielsweise bereits nach 10-tägiger Lagerung von Weisheitszähnen in 0,1%iger Thymollösung nachgewiesen werden (Grünberg, 2013). Die in der vorliegenden Studie genutzte Thymollösung basierte unter anderem auf Ethanol. Eine chemische Degradierung von Kompositmaterialien durch Ethanol wurde in verschiedenen Studien belegt. Wobei sich die Schädigung durch Ethanol auf die Kompositmatrix bezieht (McKinney und Wu, 1985, Lee *et al.*, 1995). Aus diesem Grund wurden 5 Helioseal Materialplättchen hergestellt. Diese wurden über eine Dauer von 24 h (je eine Probe pro Agens) in Zitronensäure (1%), Listerine Zero, theranovis oral spray, Tafelwasser und gegenüberstellend in Thymollösung 0,1% eingelegt. Nach einer 24 h Lagerung der Materialplättchen in Mundspray, ethanolfreie Mundspülung und 0,1% Thymollösung (enthalten alle ätherische Öle) wurden auf den polierten Seiten der Proben Mikrorisse und Zerrüttungen des Materials beobachtet. Diese Charakteristika konnten nach den Kurzzeit-Einlagesimulationen des Hauptversuches nicht beobachtet werden. Im Unterschied zu den Vorbehandlungen (Politur der Ver-

siegelung, Abwischen mit alkoholgetränktem Schaumstoffpellet, belassene Sauerstoffinhibitionsschicht) innerhalb des Hauptversuches, ist ein Vorteil der Nutzung von Materialprobenplättchen zudem, dass nach Lichthärtung die glattesten zu erreichenden Oberflächen resultieren, die zudem frei von Sauerstoffinhibitionszonen sind (Yap *et al.*, 2000).

5.1.5 Versiegelungstechnik und Materialauswahl

Die Versiegelungstechnik und die Materialauswahl der vorliegenden *In-vitro*-Studie orientieren sich an der deutschen Leitlinie zur Fissurenversiegelung (Kühnisch *et al.*, 2010), sodass wissenschaftlich gesicherte diagnostische und therapeutische Empfehlungen für die klinische Anwendung der Fissurenversiegelung berücksichtigt werden konnten. Aktuelle Studien belegen, dass auch lichthärtende hochvisköse Glas-Ionomer Materialien klinisch relevante Retentionszeiten aufweisen. Vorteilhaft bei der Verwendung dieser Versiegler ist beispielsweise, dass kein fließendes Wasser notwendig ist und sie somit auch außerhalb einer zahnärztlichen Praxis verarbeitet werden können (Frencken, 2014). Dieses Faktum aber ist für Industriestaaten, wie Deutschland, nicht relevant.

Helioseal wurde in der vorliegenden Studie als Versieglermaterial genutzt und qualitativ analysiert, weil es bereits seit mehreren Jahrzehnten klinische Anwendung findet und als ungefüllter Versiegler eine gute Penetration in das Fissurensystem aufweist (De Craene *et al.*, 1989). Auf dieser Tatsache basierender möglicher langjähriger klinischer Retentionsraten dieses Versiegelungsmaterials bis in das Erwachsenenalter hinein, sind Aspekte zur chemischen Beständigkeit von besonderem Interesse. In klinischen Studien betragen die Untersuchungszeiträume von Versieglermaterialien oft nur wenige Jahre (vgl. Kühnisch *et al.*, 2010).

Neben der Leitlinienempfehlung der abschließenden Politur der Fissurenversiegelung, wurden in der vorliegenden Studie weitere Methoden zur Entfernung der Sauerstoffinhibitionsschicht eingesetzt. Besonders auch vor dem Hintergrund der von der Leitlinie abweichenden Herstellerangaben. In der Gebrauchsanleitung von Helioseal findet sich keine Empfehlung zur Politur oder zur Entfernung der Sauerstoffinhibitionsschicht. Daher wurden in der vorliegenden experimentellen Studie zusätzlich Proben erstellt, bei denen, der Gebrauchsanleitung der Firma Ivoclar Vivadent folgend, die Sauerstoffinhibitionsschicht belassen wurde.

5.1.6 Politur und Sauerstoffinhibitionsschicht

Oberflächenrauheiten von Kunststoffmaterialien haben entscheidenden Einfluss auf ihre Überlebensdauer. Restrauheiten der Oberfläche begünstigen die Biofilmentwicklung und erhöhen das Kariesrisiko (Gleim, 2006, Schlüter *et al.*, 2013). Besonders auch durch die Nahrungsaufnahme initiierte chemische Degradationsprozesse können zur Ausbildung von Oberflächenrauheiten führen (Yap *et al.*, 2000). Umso wichtiger scheint eine adäquate initiale Politur auch von Versiegelungsmaterialien auf Kunststoff- und Kompositbasis. Eine Politur von lichthärtenden Versiegelungsmaterialien wird zwecks Entfernung der Sauerstoffinhibitionsschicht (Splieth, 2004) auch in der deutschen Leitlinie empfohlen (Kühnisch *et al.*, 2010). Andere Autoren empfehlen eine Entfernung bzw. Reduktion der Sauerstoffinhibitionsschicht mittels alkoholgetränktem Watte- oder Schaumstoffpellet oder das Auftragen von Glycerin-gel in Kombination mit wiederholter Lichthärtung (Staehe, 1996). In Anbetracht der Tatsachen, dass mit Entfernung der oberflächlichen sauerstoffinhibierten, nicht polymerisierten Schicht, die Versieglerstärke reduziert wird (Paris, 2015) und eigene Ergebnisse eine Aufrauung des Kunststoffversieglers durch konventionelle Kompositpolierer gezeigt haben, wäre der Ansatz zur Vermeidung einer Sauerstoffinhibitionsschicht mit der Verwendung von Glycerin-gel möglicherweise Vorzug zu geben.

5.1.7 Auswahl der Agenzien

Die Auswahl der Agenzien erfolgte aufgrund der Tatsache, dass die Alterungsursachen zahnärztlich verarbeiteter Kunststoffe in der Mundhöhle chemische Ursachen aufweisen können. Mit steigendem Konsum industriell verarbeiteter, weicher Nahrung, oft kombiniert mit veränderten Ernährungsmustern, z. B. der frequenten Zufuhr hyperacider Getränke, gewinnen neben Erosions-, auch Korrosionsprozesse an oral exponierten Oberflächen zunehmend an Bedeutung. Dentale Kunststoff-Degradation kann zudem von intraoral vorkommenden Enzymen verursacht werden. Außerdem haben zahlreiche Mundhygieneartikel, z. B. Mundspülungen, einen kritischen pH-Wert von $< 5,5$ und enthalten weiterhin Alkohole und ätherische Öle, die eine Weichmacherrolle gegenüber Kunststoffen und Kompositen spielen könnten. Sie weisen somit korrosives Potential auf.

Die Zielsetzung war es, reale Effekte von Substanzen, die alltäglich auf zahnärztliche Materialien einwirken können, zu simulieren. Bereits vorliegende Verschleißstudien bestätigen, dass Säuren die Oberflächenintegrität von Kompositen negativ beeinflussen (Nicholson *et al.*,

1999; Gomec *et al.*, 2004; Hoffmann, 2011; McKinney und Wu, 1985; Kao, 1989; Lee *et al.*, 1995; Söderholm *et al.*, 1984). Besonders unter dem Einfluss sich verändernder Ernährungs- und Mundhygienegepflogenheiten, erfolgte die Entscheidung, 1%ige Zitronensäure-Lösung (lebensmittelsimulierendes Agens) sowie ätherische Öle beinhaltenden Mundhygieneartikel Listerine Zero und theranovis oral spray in ihrer Wirkung hinsichtlich Oberflächen- und Randqualität von Helioseal zu überprüfen. Der Routineeinsatz von Mundspülungen erfordert die Berücksichtigung möglicher negativer Auswirkungen auf Zahnrestaurationsmaterialien (DePaola und Spolarich, 2007). Jedoch sollen Mundspülungen, die Ethanol und ätherische Öle beinhalten, selbst in der Langzeitanwendung, nur minimale Effekte auf übliche zahnärztliche Restaurationsmaterialien zeigen (von Frauenhofer *et al.*, 2006). Aber Mundspülungen können zum Verschleiß von Kunststoffen, Kompositen und Kompomeren beitragen (Yap *et al.*, 2003). Ebenso war bei der Auswahl entscheidend, dass viele Mundhygieneprodukte einen niedrigen pH-Wert haben und somit erosives Potential aufweisen (Lussi und Hellwig, 2001). Listerine Zero hat einen pH-Wert von 4,3. Bemerkenswert ist, dass Fruchtsäfte und Obst bereits mit einem pH-Wert von unter 4,5 gemäß ihrem erosiven Potential zu den besonders „kritischen“ Nahrungsmitteln zählen (Ganß, 2005).

Die Entscheidung, Pseudocholinesterase-Lösung zu nutzen, erfolgte aufgrund der Gegebenheit, dass orale chemische Degradation nicht nur exogene, sondern auch endogene Ursachen aufweisen kann (Grippo *et al.*, 2004) und insbesondere Enzyme wie Pseudocholinesterase (PCE) sowie enzymähnliche Wirkungen im menschlichen Speichel unter anderem Bis-GMA hydrolysieren können (Finer und Santerre, 2004; Ferracane, 2005; Söderholm, 1998). Tafelwasser wurde ausgewählt, weil es sehr mineralienarm ist. Zudem ist bekannt, dass Kompositmaterialien trotz ihrer hydrophoben Eigenschaften über die Zeit Wasser aufnehmen. Dieses Faktum führt zu einer Degradation des Materials und zu einer Volumenzunahme (Heintze und Zimmerli, 2011).

Limitierend für die Übertragung der Ergebnisse dieser Studie auf die klinische Situation ist weiterhin zu berücksichtigen, dass chemischer Verschleiß *in vivo* unter anderem stark abhängig von Patientenvariablen ist. Hierzu zählen beispielsweise Speichelzusammensetzung und Konsummuster bezüglich Nahrung und Getränken (Söderholm, 1998). Nachdem das in der vorliegenden *In-vitro*-Studie genutzte Einlageregime der Kurzzeitsimulation keine bedeutenden Oberflächenqualitätseinbußen des Kunststoffversieglers verursacht hat, fiel die Entscheidung weitere intensive Belastungstests durchzuführen. Auch weil eine Lagerungszeit der Proben äquivalent zu einer mehrjährigen Versieglerretentionszeit *in vivo* zu anderen Er-

gebnissen führen könnte. Genauso würde eine Zwischenlagerung der Proben in künstlichem Speichel einer *In-vivo*-Situation eher entsprechen, könnte aber im Gegensatz zu der in der vorliegenden Studie zum Einsatz gebrachten 0,1%igen Thymollösung (Kurzzeitsimulation) keine Protektion gegenüber einer bakteriellen Kontamination gewährleisten.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Ergebnisse nach Einlage in Tafelwasser

Zur experimentellen Simulation des feuchten Mundmilieus wurden Heliioseal-Proben in Tafelwasser in einem Inkubator bei 37 °C über einen Zeitraum von 2 bis 4 Wochen gelagert. Diese dienten der Kontrolle. Veränderungen der Oberflächentextur des Kunststoffbasierten Fissurenversieglers nach Einlage in Tafelwasser wurden vereinzelt in Assoziation mit einer vorherigen Politur gefunden. Diese äußerten sich in Form von Mikrorissen. Proben, deren Sauerstoffinhibitionsschicht belassen wurde oder mit einem Alkohol Schaumstoffpellet entfernt/reduziert wurde, wiesen keine Mikroporen oder Mikrorisse auf. Somit sollte auch die Politur von Versieglermaterialien in Zukunft kritisch betrachtet und hier nach Alternativen gesucht werden. *In vivo* würde die Sauerstoffinhibitionsschicht mit dem ersten Kauvorgang verloren gehen. Es ist bekannt, dass Wasser Füller aus Kompositen auswäscht (Söderholm, 1998). Der methacrylatbasierte Fissurenversiegler Heliioseal ist ungefüllt, aber pigmentiert und somit ebenfalls inhomogen. Die verschiedenen Bestandteile in Kunststoffen besitzen ein unterschiedliches Wasseraufnahmevermögen. Mechanische Spannungen an den Grenzflächen durch Wasseraufnahme können auch zum Erodieren von Pigmenten führen. Die Erosion von Pigmenten gehört zu den oft beobachteten Alterungsprozessen von Kunststoffen (Ehrenstein und Pongratz, 2007). Es ist bekannt, dass Wasser neben der Schädigung der Füllkörper von gefüllten Kunststoffen (McKinney und Wu, 1985) durch hygroskopische Phänomene zur Volumenzunahme von Kunststoffen mit folgender Expansion führen kann (Heintze und Zimmerli, 2011). Eine mögliche Volumenzunahme aber kann visuell über das REM nicht untersucht werden. Während eine Wasseraufnahme die Polymerisationsschrumpfung bei Kompositfüllungen überkompensiert (Craig et al., 2006), wäre es denkbar, dass dieses Phänomen bei nicht randgestützten methacrylatbasierten Versiegelungsmaterialien zu Abrissen und damit Spaltbildungen in den Randübergängen führen kann. Die nach Kurzzeitsimulation gefundenen Randveränderungen in der vorliegenden Studie können jedoch nicht als repräsentativ eingestuft werden. Quantitativ war nach Inkubation in Tafelwasser gegenüber den Her-

stellerangaben eine Reduktion der Mikrohärtigkeit messbar und somit eine Beeinträchtigung der Oberflächenqualität nachweisbar.

5.2.2 Ergebnisse nach Inkubation in Pseudocholesterase-Lösung

Nach Einlage der versiegelten Molaren in Pseudocholesterase-Lösung konnte man vereinzelt Mikroporositäten sowie Mikrorisse der Oberflächen im REM erkennen. Es ist belegt, dass das Enzym Pseudocholesterase, das auch im menschlichen Speichel vorkommt, Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) und Triäthylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA) hydrolysieren kann (Finer und Santerre, 2004; Ferracane, 2005; Schmalz, 2009). PCE gehört damit zu den Enzymen, die verantwortlich für die Matrixdegradation sind (Söderholm, 1998). Aber es ist auch erwiesen, dass die enzymatische Degradation von Kompositen signifikant mit der chemischen Zusammensetzung des Polymers zusammenhängt (Ferracane, 2005). Nach Inkubation der Proben in Pseudocholesterase-Lösung fanden sich vereinzelt Randspalten. Zudem fand sich quantitativ nach Inkubation eine Reduktion der Mikrohärtigkeit des Versieglers.

5.2.3 Diskussion der Ergebnisse nach Belastung mit 1%iger Zitronensäure

Um mögliche Einflüsse der Nahrungsaufnahme kurzzeitig sowie über mehrere Monate und Jahre zu simulieren wurden verschiedene Einlageregimes in 1%ige Zitronensäure gewählt. Dies waren 3 x 1 min/14 d, über 1 h tägliche Einlage über 14 Tage, sowie die dauerhafte Belastung über 11 Tage. Nach Trocknung der Proben wurden diese im Licht- und Rasterelektronenmikroskop untersucht. Die erosive Belastung durch Säure zeigt sich bei Kompositmaterialien primär an Füllstoffen und deren Grenzflächen zur Polymermatrix (McKinney und Wu, 1985; Söderholm *et al.*, 1984). Helioseal ist ein ungefüllter Fissurenversiegler, enthält aber Partikel in Form von Titandioxid-Farbstoffteilchen. In der vorliegenden Studie wurden vereinzelt erosive Auswaschungen nach Einlage der Proben in die Agenzien in den Übergangsbereichen von Titanpartikeln und Polymermatrix gefunden. Nach der Exposition des Fissurenversieglers gegenüber 1%iger Zitronensäure-Lösung traten charakteristisch oft, bedingt durch Erosion des umgebenden Zahnschmelzes, Randstufen und Unterminierungen auf. Das Herausragen zahnärztlicher Restaurationen über erodiertem Zahnschmelz, steht für Ineffizienz und kann beispielsweise die Bildung kariogener Biofilme begünstigen (Chadwick, 2006; Lussi *et al.*, 2005). Limitierend für die vorliegende Studie muss konstatiert werden,

dass Erosionsprozesse innerhalb der Mundhöhle in Abhängigkeit der Sättigung der umgebenden wässrigen Phase verlaufen (Huysmans *et al.*, 2011).

Im Gegensatz zu den Ergebnissen von Münchow *et al.* nach denen ein saurer pH-Wert kein signifikanter Faktor für die Intensität des Oberflächendegradationsphänomens von Mikro-Hybridkompositen zu sein scheint (Münchow *et al.*, 2014), deuten die Ergebnisse der vorliegenden Studie daraufhin, dass dies bei dem ungefüllten Kunststoffversiegler Helioseal, zutreffend sein könnte.

Chemische Degradation von Fissurenversiegeln bezüglich der Oberflächenqualität kann sich in einer Zunahme der Rauheit sowie der Erweichung der Oberfläche manifestieren (Kantovitz *et al.*, 2009). Innerhalb der vorliegenden Studie zeigten sich keine signifikanten Veränderungen bezüglich der Oberflächenrauheit nach Medienexposition. Dies entspricht auch den Ergebnissen von Kantovitz *et al.* (2009), die nach 15-tägiger Lagerungsdauer eines Kunststoffversieglers (Fluroshield) in 0,3%iger Zitronensäure sowie nach Einlage in künstlichen Speichel keine bedeutenden Änderungen der Oberflächenrauheit (Ra) betreffend ermitteln konnten.

In vitro konnte gezeigt werden, dass die Oberflächenhärte von Kompositmaterial durch Medieneinfluss lebensmittelsimulierender Chemikalien herabgesetzt wird (Kinney und Wu, 1985). Als lebensmittelsimulierende Agenzien können Alkohol und Zitronensäure fungieren. Auch die Mikrohärtigkeit eines Kunststoffversieglers war nach Exposition gegenüber Zitronensäure *in vitro* verringert (Kantovitz *et al.*, 2009). Dies entspricht den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung.

5.2.4 Diskussion der Ergebnisse nach Belastung mit Mundspray und Mundspülung

Während von Frauenhofer *et al.* (2006) selbst in der simulierten Langzeitanwendung (40 Jahre) nur minimale Effekte der ätherischen Öle und Alkohol beinhaltenden Mundspülung Listerine Coolmint auf gängige zahnärztliche Restaurationsmaterialien beobachten konnten, wurden in der vorliegenden Studie bereits nach simulierter Kurzzeitanwendung Effekte durch die Einwirkung der Mundspülung Listerine Zero auf die Oberflächenqualität des Fissurenversieglers festgestellt. Allerdings fanden sich visuell charakteristische Veränderungen vorwiegend auf den polierten Seiten der Probenplättchen des Vorversuches. Zudem blieb in den Untersuchungen von Frauenhofer *et al.* einerseits die

Gruppe der ungefüllten kunststoffbasierten Versiegelungsmaterialien unberücksichtigt. Andererseits waren in der vorliegenden experimentellen Studie nach Kurzzeitsimulation der Proben des Hauptversuches weder bedeutende Oberflächenveränderungen des Versieglers nach Exposition gegenüber ethanolfreier, ätherische Öle haltigen Mundspülung (Listerine Zero) noch nach Einlage in Alkohol und ätherische Öle beinhaltenden Mundhygienespray (theranovis oral) im REM erkennbar.

Die Oberflächenqualität von Helioseal wurde innerhalb einer klinischen Studie untersucht. Die Oberflächen von 104 mit Helioseal bzw. Tetric Flow versiegelten Zähnen wurden nach 12-monatiger Liegezeit analysiert und verglichen. Hierbei wurden bei Helioseal versiegelten Zähnen in 2,27% der untersuchten Objekte Oberflächenfehler gefunden (Trummler *et al.*, 2001). In einer aktuellen klinischen Studie wurden Kriterien zur Oberflächengüte von Helioseal Clear im Vergleich zum Fissurenversiegler Controlseal (Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland) untersucht. Lediglich 78,6% der Helioseal Clear Oberflächen konnten nach 6-monatiger Exposition gegenüber der Mundhöhle als glatt eingestuft werden (Bekes *et al.*, 2014). Wobei das transparente Helioseal Clear im Gegensatz zu Helioseal keine Titan-dioxidpartikel enthält.

Charakteristische Veränderungen der Randqualität des methacrylatbasierten Fissurenversieglers nach Einlage in Mundspray und Mundspülung konnten innerhalb der Kurzzeitsimulation nicht beobachtet werden. Auch nach 12-monatiger Retentionszeit von Helioseal konnten innerhalb einer klinischen Studie lediglich bei 1,96% der versiegelten Zähne Randstufen befundet werden (Trummler *et al.*, 2001).

Zudem konnte in verschiedenen Studien gezeigt werden, dass Alkohol beinhaltende Mundspülungen größere negative Effekte auf Komposite haben, als alkoholfreie Mundspülungen (Osso und Kanani, 2013). Dagegen zeigten die in der vorliegenden Studie in ethanolfreier Mundspülung (Listerine Zero) gelagerten Versieglerproben eine stärkere Abnahme der Mikrohärtigkeit als die in alkoholhaltigen Mundspray (theranovis oral) eingelegten Proben. Hierzu kann man anmerken, dass nicht nur der Alkoholgehalt, sondern auch der pH-Wert und die Art des Einlagemediums in Bezug auf die Reduktion der Oberflächenmikrohärtigkeit von Bedeutung ist (Gomec *et al.*, 2004)

5.3 Schlussfolgerung/Ausblick

Die vorliegende Studie zeigt, dass die Agenzien 1%ige Zitronensäure-Lösung (lebensmittel-simulierend), Pseudocholinesterase-Lösung (Enzym im menschlichen Speichel), ätherische Öle- und alkoholhaltiges Mundspray (theranovis oral) und ethanolfreie und ätherische Öle beinhaltende Mundspülung (Listerine Zero) sowie Tafelwasser die Oberflächenqualität des methacrylatbasierten Fissurenversieglers Helioseal *in vitro* beeinträchtigen können. Expositionen von versiegelten Zahnkronen gegenüber 1%iger Zitronensäure sowie ethanolfreier, ätherische Öle beinhaltender Mundspülung führten zudem über Erosionen des Zahnschmelzes zu Einbußen der Randqualität. Sodass geschlussfolgert werden kann, dass die Haltbarkeit von Fissurenversiegelungen mittels chemischer Degradation durch Mundhygieneprodukte sowie saure Nahrungsmittel und Getränke beeinträchtigt werden kann.

Da es sich bei der vorliegenden Studie um eine experimentelle *In-vitro*-Studie handelt ist nur ein eingeschränkter Vergleich mit der klinischen Realität möglich. Intraoral können die getesteten Substanzen durch weitere modifizierende Faktoren beeinflusst werden. Die verwendeten Substanzen bergen somit ein Risiko der Schädigung der Fissurenversiegelung.

Die chemische Umgebung der Mundhöhle stellt zudem nur einen Aspekt der oralen Umstände dar, welche einen relevanten Einfluss auf die *In-vivo*-Degeneration von Kunststoffmaterialien haben können. Gleichzeitig bietet nur ein *In-vitro*-Modell die Möglichkeit, denkbare negative Effekte einzelner Substanzen auf die chemische Beständigkeit eines zahnärztlichen Materials zu untersuchen.

Um das allgemeine Widerstandsvermögen des Versieglers genauer beurteilen zu können, ist ob der Komplexität der Alterungsmechanismen von Kunststoffen, die Durchführung weiterer Studien erforderlich. Besonders vor dem Hintergrund langer klinischer Retentionszeiten von Fissurenversiegelungsmaterialien bis in das Erwachsenenalter hinein, sind langzeitsimulierende Untersuchungen mit Berücksichtigung weiterer *in vivo* äquivalenten Parametern erstrebenswert. Weitere mögliche Einflüsse der oralen Umgebung auf die Qualität des Versiegelungsmaterials könnten beispielsweise über die veränderlichen Größen: Vorbehandlung, Einlagemedien, Zwischenlagerung und physikalische Verschleißarten, *in vitro* berücksichtigt werden.

6 Literaturverzeichnis

- Ahlers MO (2006)** Intraorale Reparatur zahnfarbener Restaurationen aus Composite-Füllungswerkstoffen. Schlütersche Verlagsgesellschaft mbH & Co. KG, Hannover
- Ahovuo-Saloranta A, Forss H, Walsh T, Hiiri A, Nordblad A, Mäkelä M, Worthington HV (2013)** Sealants for preventing dental decay in the permanent teeth (Review). The Cochrane Library, Issue 3
- Altenmüller GH et alii (1993)** Lexikon Werkstofftechnik. Gräfen (Hrsg.). VDI Verlag
- Bartlett D, Dugmore C (2008)** Pathological or physiological erosion-is there a relationship to age? Clin Oral Invest 12(1): 27-31
- Becker J (1999)** Fissurenversiegelung. In: Heidemann (Hrsg.): Kariologie und Füllungstherapie. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 69-80
- Bekes K, Ehnert E, Brandt KV, Lautenschläger C, Schaller HG (2014)** Erste klinische Erfahrungen mit dem transparenten Fissurenversieglermaterial Controlseal nach 6 Monaten. Oralprophylaxe Kinderzahnheilkd 36: 130-136
- Benedix R (2011)** Kunststoffe. In: Benedix (Hrsg.): Bauchemie. Vieweg + Teubner, Wiesbaden, 427-471 (10.4)
- Bettencourt AF, Neves CB, Almeida de MS, Pinheiro LM, Oliviera SA, Lopes LP, Castro MF (2010)** Biodegradation of acrylic based resins: a review. Dent Mater 26(5): e171-e180
- Blunck U (2003)** Prophylaxe des Verschleißes von Zähnen. In: Roulet und Zimmer (Band-Hrsg.): Prophylaxe und Präventivmedizin. In: Rateitschak und Wolf (Hrsg.): Farbatlanten der Zahnmedizin. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 105-111
- Bonten C (2014)** Veränderungen mit der Zeit – Einblick in die Alterung von Kunststoffen. In: Kunststofftechnik. Einführung und Grundlagen. Carl Hanser Verlag, München, 176-187 (3.6)

- Bourbia M, Ma D, Cvitkovitch DG, Santerre JP, Finer Y (2013)** Cariogenic bacteria degrade dental resin composites and adhesives. *J Dent Res* 92(11): 989-994
- Bodendorfer T, Koch AW (2011)** Kombinierte Ebenheits- und Rauheitsmessung mittels Speckle-Interferometrie. www.dgao-proceedings.de/download/112/112_p21.pdf,
Zugriff am: 2015-10-17
- Bowen RL (1962)** Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. U. S. Patent No. 3, 066, 112
- Brockelhurst PR, Joshi RI, Northeast SE (1992)** The effect of air polishing occlusal surfaces on the penetration of fissures by a sealant. *Int J Paediatr Dent* 2 (3): 157-162
- Buchalla W (2012)** Histologisches und klinisches Erscheinungsbild der Karies. In: Meyer-Lückel *et al.* (Hrsg.) Karies. Wissenschaft und Klinische Praxis. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 41-69 (3)
- Bundeszahnärztekammer (2007)** Patienteninformation Fissurenversiegelung
http://www.lzkbw.de/Patienten/Informationsflyer/Downloads/Bzaek/patinfobzaek_2_02_fissurenversiegelung.pdf - Zugriff am: 2014-05-05
- Buonocore MG (1972)** Adhesives for pit and fissure caries control. *Dent Clin North Am* 16(4):693-708
- Buonocore MG (1955)** A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34(6): 849-853
- Burrow JF, Burrow MF, Makinson OF (2003)** Pits and fissures: relative space contribution in fissures from sealants, prophylaxis pastes and organic remnants. *Aust Dent J* 48(3): 175-179
- Chadwick RG (2006)** Dental Erosion. – (Quintessentials of dental practice; 34. Clinical practice; 4). In: Wilson (Hrsg.) Quintessentials for General Practitioners. Quintessence Publishing Co. Ltd., London, 56-92 (3)
- Chan DC, Summitt JB, Carcia-Godoy F, Hilton TJ, Chung KH (1999)** Evaluation of different methods for cleaning and preparing occlusal fissures. *Oper Dent* 24(6): 331-336

- Colliex C (2008)** Elektronenmikroskopie. Eine anwendungsbezogene Einführung. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart
- Cortelli SC, Cortelli JR, Holzhausen M, Franco GCN, Rebelo RZ, Sonagere AS, Queiroz CS, Costa FO (2009)** Essential oils in one stage full-mouth disinfection: double-blind, randomized clinical trial of long-term clinical, microbial and salivary effects. J Clin Periodontol 36: 333-342
- Craig RG, Powers JM, Wataha JC (2006)** Zahnärztliche Werkstoffkunde. Urban & Fischer, München, 1. Auflage, 43-49 (3), 63-87 (4)
- Cueto EI, Buonocore MG (1965)** Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention. J Dent Res 44: 137-140
- Cueto EI, Buonocore MG (1967)** Sealing of pits and fissures with an adhesive resin. Its use in caries prevention. J Am Dent Assoc 75(1):121-128
- Czichos H, Habig KH (2010)** Verschleiß. Tribologie-Handbuch. Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden, 3., überarbeitete und erweiterte Auflage, 113-162
- Daniel I (2009)** Biodegradation of polyacid modified composite resins by human salivary esterases. Masters of Applied Science Biomaterials Department Faculty of Dentistry University of Toronto
- De Craene GP, Martens LC, Dermaut LR, Surmont PA (1989)** A clinical evaluation of a light cured fissure sealant (Helioseal®). ASDC J Dent Child 56(2): 97-102
- Delaviz Y, Finer Y, Santerre JP (2014)** Biodegradation of resin composites and adhesives by oral bacteria and saliva, a rationale for new material designs that consider the clinical environment and treatment challenges. Dent Mater 30(1): 16-32
- De Paola LG, Spolarich AE (2007)** Safety and efficacy of antimicrobial mouthrinses in clinical practice. J Dent Hyg 81(5): 1-16
- Dowson D, Wright V (1973)** Bio-tribology. In: Davenport (Hrsg.) the rheology of lubricants. Applied Science Publishers, Barking 81-88

- Eggertsson H (2012)** Fissurenversiegelung. In: Meyer-Lückel *et al.* (Hrsg.) Karies. Wissenschaft und Klinische Praxis. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New-York, 250-255 (15)
- Ehrenstein GW, Pongratz S (2007)** Beständigkeit von Kunststoffen. Carl Hanser Verlag, München, 4-137 (1), 662 (5.5)
- Erek G (2012)** Freisetzung von Bisphenol A aus Fissurenversiegelungsmaterialien in vitro. Eine Pilotstudie zur Frage, ob eine östrogene Wirkung denkbar ist. Dissertation, Berlin
- Feigal RJ (2002)** The use of pit and fissure sealants. *Pediatr Dent* 24(5): 415-422
- Feierabend S (2014)** Molaren-Inzisiven- Hypomineralisation (MIH). Eine besondere Herausforderung jenseits des Praxisalltags. *Zahnärztl Mitt* 104(8A): 874-880
- Feierabend S, Gerhardt-Szép S (2014)** Evidence-based dentistry. Tipps für die Praxis. Fall 8: Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation. *Deutsch Zahnärztl Zeitschr* 69(2): 70-74
- Ferracane JL (2005)** Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 22(3): 211-222
- Fiebiger M (2005)** Untersuchung zur säureprotektiven Wirkung der in situ gebildeten Kurzzeit-Pellikel. Dissertation, Freiburg
- Fine DH, Markowitz K, Furgang D, Goldsmith D, Ricci-Nittel D, Charles CH, Peng P, Lynch MC (2007)** Effect of rinsing with an essential oil-containing mouthrinse on subgingival periodonto-pathogens. *J Periodont* 78: 1935-1942
- Finer Y, Santerre JP (2004)** Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. *J Dent Res* 83(1): 22-26
- Fischer K (2011)** Wissenschaftliche Dokumentation Helioseal®. Ivoclar Vivadent AG. Forschung und Entwicklung. Wissenschaftlicher Dienst, Schaan, Liechtenstein, 1-27
- Frankenberger R, Blunck U (2013)** Adhäsive. In: Frankenberger (Hrsg.): Adhäsive Zahnheilkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 3-33 (1)
- Frauenhofer JA v, Kelley JI, DePaola LG, Meiller TF (2006)** The effect of a mouthrinse containing essential oils on dental restorative materials. *Gen Dent*. 54(6): 403-407

- Gängler P, Arnold WH, Steinberg D (2005)** Zahnkaries – Grundlagen und Diagnostik. In: Gängler *et al.* (Hrsg.) Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2. Auflage, 112-153 (5)
- Ganß C (2005)** Studien zur symptomatischen Therapie von säurebedingten Zahnhartsubstanzverlusten (Erosionen). Tectum Verlag, Marburg (zugl. Univ. -Habil. Gießen 2003), 1-10 (1)
- Garcia–Godoy F (1986)** Retention of a light–cured fissure sealant (Helioseal®) in a tropical environment after 12 months. Clin Prev Dent. 8(3): 11-13
- Gesellschaft für Tribologie e.V. (2002)** GfT Arbeitsblatt 7: 1-5
- Geurtsen W (1999)** Kunststofffüllung. In: Heidemann (Hrsg.) Kariologie und Füllungstherapie. Urban & Schwarzenberg, 4. Auflage, 177-217
- Geurtsen W, Hellwig E, Klimek J (2013)** Grundlegende Empfehlungen zur Kariesprophylaxe im bleibenden Gebiss. Deutsch Zahnärztl Z 68: 639-646
- Geurtsen W, Schmalz G (2006)** Biokompatibilität von zahnärztlichen Kunststoffen und Metall-Legierungen. In: Hugger *et al.* (Hrsg.) Orale Physiologie. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 299-328
- Gleim A (2005)** Retentionsraten und klinische Verarbeitungseigenschaften der Fissurenversiegler Helioseal-F und Fissurit-F im Vergleich – eine prospektive Doppelblindstudie. Dissertation, Gießen
- Goddon I, Berger S, Senkel H, Tietze W, Kühnisch J, Heinrich-Weltzien R (2007)** Klinisches Erscheinungsbild erster bleibender Molaren bei 8- bis 12-jährigen Kindern. Oralprophylaxe 29: 118-123
- Göggel D, Schué A (2011)** Trends in der Mikroskopie. Wieviel „Digital“ brauchen Sie wirklich? www.analytic-news.de/Fachartikel/Volltext/Leica9.pdf - Zugriff am: 2015-10-31
- Gomec Y, Dorter C, Ersev H, Guray Efes B, Yildiz E (2004)** Effect on dietary acids on surface microhardness on various tooth-colored restoratives. Dent Mater J 23(3): 429-435

- Grippe JO, Simring M, Schreiner S (2004)** Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *J Am Dent Assoc.* 135(1): 1109-1118
- Grünberg C (2013)** Einfluss der Lagermedien auf die mechanischen Eigenschaften von dentalen Hartgeweben – Eine Nanoindenter-Studie. Dissertation, Halle
- Handelmann SL, Shey Z (1996)** Michael Buonocore and the Eastman Dental Center: A Historic Perspective on Sealants. *J Dent Res* 75(1): 529-534
- Hannig M (1994)** Bildung, Funktion und Bedeutung der Pellikel. I. Biochemische, bakteriologische und strukturelle Aspekte. *Oral Prophyl.* 16(2): 39-46
- Hannig M, Hannig C (2014)** The Pellicle and Erosion. In: Lussi und Ganss (Hrsg.) *Erosive Tooth Wear. Monogr Oral Sci.* Basel, Karger, vol 25, 206-214
- Hannig M, Joiner A (2006)** The structure, function and properties of the acquired pellicle. In: Duckworth (Hrsg.) *The teeth and their environment. Monogr Oral Sci.* Karger, Basel, 19: 29-64 (2)
- Heinemann F, Ifland S, Heinrich-Weltzien R, Schüler IM (2015)** Einfluss der Fissurenversiegelung auf die Zahngesundheit von Weimarer Grundschulern – Eine longitudinale Beobachtungsstudie unter Alltagsbedingungen. *Gesundheitswesen* 77: 1-7
- Heinrich-Weltzien R, Kühnisch J, Weerheijm K, Stößer L (2001)** Diagnostik der versteckten Okklusalkaries mit Bissflügel-Aufnahmen. *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 476-480
- Heinrich-Weltzien R, Kneist S, Fischer T, Stößer L (1998)** Ist eine effektive Kariesprävention ohne Fissurenversiegelung möglich? *Quintessenz* 49: 1099-1108
- Heintze SD, Zimmerli B (2011)** Relevanz von *In-vitro*-Untersuchungen von Adhäsiv- und Kompositmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 121: 924-930
- Hellerich W, Harsch G, Bauer E (2010)** Chemische Beständigkeit von Kunststoffen. In: *Werkstoff-Führer Kunststoffe.* Carl Hanser Verlag, München, 10. Auflage, 465-468 (28)

- Hellwege KD (2003)** Fissurenversiegelung. In: Hellwege (Hrsg.) Die Praxis der zahnmedizinischen Prophylaxe. Hüthig Verlag, Heidelberg, 6., überarbeitete und aktualisierte Auflage, 177-184 (10)
- Hellwig E, Klimek J, Attin T (2013)** Einführung in die Zahnerhaltung. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 6. Auflage, 15-78 (2); 79-113 (3); 115-164 (4); 165-192 (5); 193-288 (6)
- Hellwig E, Lussi A (2014)** Oral Hygiene Products, Medications and Drugs – Hidden Aetiological Factors for Dental Erosion. In: Lussi und Ganss (Hrsg.) Erosive Tooth Wear. Monogr Oral Sci., Karger, Basel, 2nd, revised and extended edition, vol 25, 155-162
- Hoffmann T (2011)** Strukturanalyse und Oberflächenuntersuchung experimenteller Kompositmaterialien mit fluorapatithaltigen Nanofüllstoffen, Dissertation, Homburg/Saar
- Hornung K (2005)** Ausarbeitung und Politur von okklusalen und approximalen Kompositoberflächen *in vivo*. Dissertation, Gießen
- Huysmans MCDNJM, Chew HP, Ellwood RP (2011)** Clinical studies of dental erosion and erosive wear. Caries Res 45 Suppl 1: 60-68
- Jakstat HA, Klinke Th (2008)** Zahnärztliche Werkstoffkunde – ein Arbeitsbuch. Books on Demand GmbH, Norderstedt, 2. Überarbeitete Auflage, 65, 66
- Jensen OE, Handelmann SL, Perez-Diez F (1985)** Occlusal wear of pit and fissure sealants over two years. Pediatr Dent 7(1): 23-29
- Johansson AK, Koch G, Poulsen S (2009)** Dental erosion. In: Koch und Poulsen (Hrsg.) Pediatric Dentistry, a clinical approach. Wiley-Blackwell, second Edition, 141-145 (11)
- Jordan AR, Micheelis W (2016)** Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln
- Jyothi KN, Crasta S, Venugopal P (2012)** Effect of five commercial mouth rinses on the microhardness of a nanofilled resin composite restorative material: An *in vitro* study. J Conserv Dent. 15(3): 214-217
- Kaidonis JA (2008)** Tooth wear: the view of the anthropologist. Clin Oral Invest 12(1): 21-26

- Kantovitz KR, Pascon FM, Correr GM, Alonso RCB, Rodrigues LKA, Alves MC, Puppin-Rontani RM (2009)** Influence of environmental conditions on properties of ionic and resin sealant materials. *J Appl Oral Sci.* 17(4): 294-300
- Kao EC (1989)** Influence of food-simulating solvents on resin composites and glassionomer restorative cement. *Dent Mater* 5(3): 201-208
- Kersten S, Lutz F, Schüpbach P (2000)** Optimierung der Fissurenversiegelung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 110(11): 1178-1188
- Klimek J, Hellwig E (1999)** Kariesätiologie und -diagnose. In: Heidemann (Hrsg.) *Kariologie und Füllungstherapie (Praxis der Zahnheilkunde; Bd. 2)*, Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 4. Auflage, 3-45
- Kneist S, Callaway A (2013)** Von Generalisten und Spezialisten. Die Rolle der Bakterien in der erweiterten ökologischen Plaquehypothese. *ZMK* 29(9): 548-556
- Koch MH, Carcia-Godoy F, Mayer T, Staehle HJ (1997)** Clinical evaluation of Helioseal F fissure sealant. *Clin Oral Investig* 1(4): 199-202
- Kournetas N (2005)** Impact of artificial ageing process on the wear resistance of dental materials. Dissertation, Tübingen
- Kühnisch J (2014)** Ätiologie der Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation. *Oralprophylaxe Kinderzahnheilkd* 36: 150-154
- Kühnisch J, Haak R, Buchalla W, Heinrich-Weltzien R (2007)** Kariesdetektion und – diagnostik bei Kindern und Jugendlichen. *Oralprophylaxe Kinderzahnheilkd* 29: 166-171
- 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* 28(3): 298-303
- Kühnisch J, Reichl F-X, Hickel R, Heinrich-Weltzien R (2010)** Leitlinie Fissuren- und Grübchenversiegelung: Langfassung. http://dgzmk.de/upload/tx_szdgzmk-documents/20100300_Langfassung_Fissurenversiegelung.pdf – Zugriff am: 2014-03-17

- Kühnisch J, Reichl F-X, Heinrich-Weltzien R, Hickel R (2016)** S3-Leitlinie “Fissuren- und Grübchenversiegelung”. Oralprophylaxe Kinderzahnheilkd 38: 120-125
- Kumar Singh D, Ahmad A (2012)** Composite restorative materials, a complete review. LAP Lambert Academic Publishing, Saarbrücken
- Lambrechts P, Palaniappan S, Van Meerbeek B, Peumans M (2008)** Mixed methods approach to wear evaluation in posterior composite dental restorations. In: Curtis und Watson (Hrsg.) Dental biomaterials. Imaging, testing and modelling. Woodhead Publishing, Cambridge, 194-225 (7)
- Lee SY, Greener EH, Mueller HJ (1995)** Effect of food and oral simulating fluids on structure of adhesive composite systems. J Dent 23(1): 27-35
- Lekka MP, Papagiannoulis L, Eliades GC, Caputo AA (1989)** A comparative *in vitro* study of visible light-cured sealants. J Oral Rehabil. 16(3): 287-299
- Lenhard M (2013)** Komposit-Restaurationen. In: Frankenberger (Hrsg.) Adhäsive Zahnheilkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 83-143 (3)
- Ludwig K (2005)** Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, Barcelona, Beijing, Chicago, Istanbul, Kopenhagen, London, Mailand, Moskau, Neu-Delhi, Paris, Prag, São Paulo, Seoul, Tokio, Warschau, 127, 128, 290, 291
- Lussi A, Hellwig E (2001)** Erosive potential of oral care products. Caries Res 35 Suppl 1: 52-56
- Lussi A, Jaeggi T (2008)** Erosion-diagnosis and risk factors. Clin Oral Invest 12(1): 5-13
- Lussi A, Jaeggi T, Schaffner M (2002)** Diet and dental erosion. Nutrition 18(9): 780-781
- Lussi A, Schaffner M, Jaeggi T, Grüniger A (2005)** Erosionen. Befund – Diagnose – Risikofaktoren – Prävention – Therapie. Schweiz Monatsschr Zahnmed 115(10): 917-935
- Lussi A, Schlueter N, Rakhmatullina E, Ganss C (2011)** Dental erosion – an overview with emphasis on chemical and histopathological aspects. Caries Res 45 suppl 1: 2-12
- Mair LH (1992)** Wear in dentistry-current terminology. Review. J Dent 20(3): 140-144

- Martos J, Silveira LFM, Silveira CF, Castro de LAS, Ferrer-Luqze CM (2013)** The effect of different organic solvents on the degradation of restorative materials. *Eur J Dent* 7: 347-351
- Marya CM, Dahiya V, Juneja V (2012)** Pit and fissure sealants – a caries preventive tool. Lambert Academic Publishing, Saarbrücken
- Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J (2012)** Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 6. überarbeitete Auflage, 228, 229 (27.2); 312, 312 (40.3)
- McKinney JE, Wu W (1985)** Chemical softening and wear of dental composites. *J Dent Res* 64(11): 1326-1331
- Mejåre I, Raadal M, Espledid I (2009)** Diagnosis and management of dental caries. In: Koch und Poulsen (Hrsg.) *Pediatric Dentistry. A clinical approach*. Wiley-Blackwell, second Edition, 110-140 (10)
- Meyer-Lückel H, Tyas MJ, Wicht MJ, Paris S (2012)** Entscheidungsfindung im Kariesmanagement. In: Meyer-Lückel *et al.* (Hrsg.) *Karies. Wissenschaft und Klinische Praxis*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 317-334 (20)
- Micheelis W, Schiffner U (2006)** Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV). Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 17-21 (1)
- Mickenautsch S, Yengopal V (2011)** Caries-preventive effect of glass ionomer and resin-based fissure sealants on permanent teeth: An update of systematic review evidence. *BMC Res Notes* 4: 22
- Milosevic A (1998)** Toothwear: aetiology and presentation. *Dent Update* 25(1): 6-11
- Münchow EA, Ferreira AC, Machado RM, Ramos TS, Rodriques-Junior SA, Zanchi CH (2014)** Effect of acidic solutions on the surface degradation of a micro-hybrid composite resin. *Braz Dent J* 25(4): 321-326
- Nagano T (1960)** Relations between the form of pit and fissure and the primary lesion of caries. *Shikwa-Gakuho* 60: 80-90

- Neusser S, Krauth C, Hussein R, Bitzer EM (2014)** Molarenversiegelung als Kariesprophylaxe bei Kindern und Jugendlichen mit hohem Kariesrisiko. Schriftenreihe Health Technology Assessment (HTA) Bd. 132. DIMDI, Köln
- Nicholson JW, Millar BJ, Czarnecka B, Limanowska-Shaw H (1999)** Storage of polyacid-modified resin composites („compomeres“) in lactic acid solution. *Dent Mater* 15(6): 413-416
- Oong EM, Griffin SO, Kohn WG, Gooch BF, Caufield BW (2008)** The effect of dental sealants on bacteria levels in caries lesions, a review of the evidence. *J Am Dent Assoc* 139(3): 271-278
- Osso D, Kanani N (2013)** Antiseptic mouth rinses: an update on comparative effectiveness, risks and recommendations. *J Dent Hyg* 87(1): 10-18
- Paris S (2005)** Versiegelung initialer Schmelzdemineralisationen mit verschiedenen Haftvermittlern und einem Fissurenversiegler bei unterschiedlicher Penetrationszeit *in vitro*. Dissertation, Berlin
- Paris S, Ekstrand KR, Meyer-Lückel H (2012)** Von der Diagnostik zur Therapie. In: Meyer-Lückel *et al.* (Hrsg.) *Karies. Wissenschaft und Klinische Praxis*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 147-159 (9)
- Paris S, Meyer-Lückel H (2012)** Paradigmenwechsel. In: Meyer-Lückel *et al.* (Hrsg.) *Karies. Wissenschaft und Klinische Praxis*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 70-75 (4)
- Petrou MA, Giraki M, Bissar AR, Wempe C, Schäfer M, Schiffner U, Beiker T, Schulte AG, Splieth CH (2014)** Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation (MIH): Prävalenz und Therapiebedarf in Deutschland. *Dtsch Zahnärztl Z* 69(11): 647-650
- Peutzfeldt A (1997)** Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 105(2): 97-116
- Pickles MJ (2006)** Tooth Wear. In: Duckworth (Hrsg.) *the teeth and their environment*. Monogr Oral Sci. Vol 19, Karger, Basel, 86-104 (4)

Popov VL (2009) Verschleiß. In: Popov (Hrsg.) Kontaktmechanik und Reibung. Springer, 263-264

Powers JM, Fan PL, Marcotte M (1981) *In vitro* accelerated aging of composites and a sealant. J Dent Res 60(9): 1672-1677

Quirynen M, Bollen CML (1995) The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. J Clin Peridontol 22: 1-14

Reichl FX, Mohr K, Hein L, Hickel R (2014) Atlas der Pharmakologie und Toxikologie für Zahnmediziner. Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart, 2., aktualisierte und erweiterte Auflage, 302-309 (7)

Ripa LW (1993) Sealants revisited: An update of the effectiveness of pit and fissure sealants. Caries Res 27(Suppl 1): 77-82

Rocha de Carvalho AC, Araújo de Lima CS, do Carmo Moreira da Silva Santos M, Japiassú Resende Montes, MA (2010) Evaluation on surface roughness on a nanofill resin composite after simulated brushing and immersion in mouthrinses, alcohol and water. Materials Research 13(1): 77-80

Rueggeberg FA, Dlugokinski M, Ergle JW (1999) Minimizing patients' exposure to uncured components in a dental sealant. J Am Dent Assoc. 130(12): 1751-1757

Rueggeberg FA, Margeson DH (1990) The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. J Dent Res 69(10): 1652-1658

Rupf S, Hannig C, Hannig M (2014) Kariesprophylaxe – aktueller Stand und zukünftige Herausforderungen. Dtsch Zahnärztl Z 69(10): 594-606

Ruyter IE (1981) Unpolymerized surface layers on sealants. Acta Odontol Scand. 39(1): 27-32

Ryge G, Snyder M (1973) Evaluating the clinical quality of restorations. J Am Dent Assoc. 87(29): 369-377

- Sano H, Koshiro K, Inoue S (2008)** Electron microscopy for imaging interfaces in dental restorations. In: Curtis und Watson (Hrsg.) Dental biomaterials. Woodhead Publishing Limited, Cambridge, 58-80 (3)
- Sarkar NK (2000)** Internal corrosion in dental composite wear. J Biomed Mater Res. 53(4): 371-380
- Schiffner U (2012)** Epidemiologie der Karies und nicht kariöser Zahnhartsubstanzdefekte. In: Meyer-Lückel *et al.* (Hrsg.) Karies. Wissenschaft und Klinische Praxis. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 130-159 (8)
- Schlüter N, Klimek J, Ganss C (2013)** Efficacy of a moisture-tolerant material for fissure sealing: a prospective randomised clinical trial. Clin Oral Investig. 17(3): 711-716
- Schmalz G (2009)** Resin-Based Composites. In: Schmalz und Arenholt-Bindslev (Hrsg.) Biocompatibility of Dental Materials. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 99-137
- Schmitt G (2004)** Der Korrosionbegriff bei nichtmetallischen Werkstoffen. Materials and Corrosion, 55: 367-372
- Schroeder HE (1992)** Orale Strukturbiologie. Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 4. überarbeitete Auflage, 37-85 (1)
- Schroeder HE (1997)** Pathobiologie oraler Strukturen: Zähne, Pulpa, Parodont. Karger, Basel, Freiburg, Paris, London, New York, New Delhi, Bangkok, Singapore, Tokyo, Sydney, 3. überarbeitete Auflage, 79-100 (7)
- Schuenke M, Schulte E, Schumacher U (2010)** Oral cavity & perioral regions. In: Baker EW (Hrsg.) Head and neck anatomy for dental medicine. Thieme, New York, Stuttgart, 178-224 (9)
- Schütte U, Walter M (2006)** Zahnverlust und Zahnersatz vor dem Hintergrund des demographischen Wandels. Stellenwert der Prävention. In: Kirch und Badura (Hrsg.) Prävention. Ausgewählte Beiträge des Nationalen Präventionskongresses Dresden, 1. und 2. Dez. 2005, Springer Medizin Verlag, Heidelberg, 575-594 (E)

- Schwendicke F (2015)** Exkavation – wie viel Kariesfreiheit muss sein? Oralprophylaxe Kinderzahnheilkd 37: 160-168
- Schwendicke F, Jäger AM, Paris S, Hsu LY, Tu YK (2015)** Treating Pit- and Fissure Caries: A Systematic Review and Network Meta-analysis. J Dent Res 94(4): 522-533
- Shabanian M, Richards LC (2002)** *In vitro* wear rates of materials under different loads and varying pH. J Prosthet Dent 87(6): 650-656
- Sheiham A, James WPT (2015)** Diet and Dental Caries: The Pivotal Role of Free Sugars Reemphasized. J Dent Res 94(10): 1341-1347
- Shellis RP, Addy M (2014)** The interactions between Attrition, Abrasion and Erosion in Tooth Wear. In: Lussi und Ganss (Hrsg.) Erosive Tooth Wear. Monogr Oral Sci. Basel, Karger, vol 25, 32-45
- Simonsen RJ (2002)** Pit and fissure sealant: review of the literature. Pediatr Dent 24(5): 393-414
- Simonsen RJ, Neal RC (2011)** A review of the clinical application and performance of pit and fissure sealants. Australian Dental Journal 56(6): 45-58
- Söderholm KJ (2008)** Dentale Komposite auf dem Weg in die moderne Zahnmedizin. In: Schmidseeder J, Munz T: Ästhetische Zahnmedizin. Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart, 78-102
- Söderholm KJ, Richards ND (1998)** Wear resistance of composites: a solved problem? Gen Dent 46(3): 256-263
- Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergmann M (1984)** Hydrolytic degradation of dental composites. J Dent Res 63(10): 1248-1254
- Somayeh Hosseini Tabatabaei AS (2013)** The effect of three mouthwashes on microleakage of a composite resin- an *in vitro* study. J Am Scu 9(10s): 13-19
- Splieth CH (2004)** Fissurenversiegelung: von präventiv zu invasiv. In: Splieth (Hrsg.) Non-invasive Karies- und minimalinvasive Füllungstherapie. Spitta Verlag, Balingen, 65-174(3)

- Splieth CH, Heyduck CH, König KG (2006)** Gruppenprophylaxe nach dem Caries Decline. Oralprophylaxe Kinderzahnheilkd 28(2): 60-64
- Staehe HJ (1996)** Fissurenversiegelung und präventive Adhäsivfüllungen. In: Staehe und Koch (Hrsg.) Kinder und Jugendzahnheilkunde: Kompendium für Studierende und Zahnärzte. Deutscher Ärzteverlag, Köln, 122-130 (3)
- Stock TV (2008)** Vergleichende Untersuchungen zu Zwei- Medien-Abrasion an den Kompositen Artglass®, Arabesk Top®, Diamond Lite®, Sinfony®. Dissertation, Tübingen
- Stößer L, Heinrich-Weltzien R, Hickel R, Kühnisch J, Bürkle V (2006)** Fissurenversiegelung. Oralprophylaxe Kinderzahnheilkd 28: 141-143
- Struwe C (2013)** Korrelation des „International Caries Detection and Assessment System (ICDAS-II)“ mit der klinischen Läsionstiefe. Eine *In-vitro*-Studie. Dissertation, Marburg
- Stuart HA (1967)** Physikalische Ursachen der Alterung von Kunststoffen. Angew. Chem. 79(20): 877-884
- Stümke M, Kappert HF (2008)** Korrosion. In: Kappert und Eichner (Hrsg.) Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 6. Auflage, 36-82 (2)
- ten Cate JM, Imfeld T (1996)** Dental erosion, summary. Eur J Oral Sci 104: 241-244
- Türp JC, Alt KW (1998)** Anatomy and morphology of human teeth. In: Alt KW *et al.* (Hrsg.) Dental anthropology. Springer-Verlag, Wien, 80-89 (3.1)
- Trummler A, Trummler H (1990)** Fissurenversiegelung. Erfahrungsbericht über Fissurenversiegelung mit Helioseal mit einer Liegedauer bis zu 96 Monaten. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 100(1): 60-65
- Trummler A, Weiß V, Müller D, Garcia-Godoy F, Waes H Van (2001)** Studie über Fissurenversiegelung. Zahnärztl Mitt 4: 38-42

- Twetmann S, Ekstrand KR (2012)** Karieskontrolle durch Beeinflussung der De- und Remineralisation. In: Meyer-Lückel *et al.* (Hrsg.) Karies. Wissenschaft und Klinische Praxis. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 194-212 (2)
- Weir E (2002)** Dental caries: a nation divided. CMAJ October 29; 167(9): 1035
- Welbury R, Radaal M, Lygidakis NA (2004)** EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants. Eur J Paediatr Dent. 5(3): 179-184
- Wiegand A, Attin T (2011)** Design of erosion/abrasion studies – insights and rational concepts. Caries Res 45(1): 53-59
- Wöhrl P (2008)** Einfluss der Ernährung auf orale Strukturen und Erkrankungen. Spitta Verlag GmbH & Co. KG, Balingen
- Wright GZ, Friedmann CS, Plotzke O, Feasby WH (1988)** A comparison between auto-polymerizing and visible-light-activated sealants. Clin Prev Dent 1014-1017
- Yap AUJ, Low JS, Ong LFKL (2000)** Effect of food-simulating liquids on surface characteristics of composite and polyacid-modified composite restoratives. Oper Dent 25(3): 170-176
- Yap AU, Tan BW, Tay LC, Chang KM, Loy TK, Mok BY (2003)** Effect of mouthrinses on microhardness and wear of composite and compomer restoratives. Oper Dent 28(6): 740-746
- Young A, Tenuta LMA (2011)** Initial erosion models. Caries Res 45(1): 33-42
- Zhou ZR, Yu HY, Zheng J, Qian LM, Yan Y (2013)** Tribological behavior of dental restorative materials. In: Zhou *et al.* (Hrsg.) Dental Biotribology. Springer, New York, Heidelberg, Dordrecht, London, 141-145 (6)
- Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A (2010)** Kompositmaterialien: Zusammensetzung, Eigenschaften und Klinische Anwendung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 120: 980-986
- Zum Gahr KH (1987)** Microstructure and wear of materials. Elsevier, Band 10. Amsterdam, Oxford, New York, Tokyo, 3-6 (1)

7 Danksagung

Für die Überlassung des Themas danke ich Herrn Professor Dr. Stefan Rupf, Oberarzt der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde der Universität des Saarlandes sowie Herrn Professor Dr. Matthias Hannig, Direktor der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde der Universität des Saarlandes. Besonders Herrn Professor Dr. Stefan Rupf gilt mein Dank für die hervorragende Betreuung bei der Durchführung meiner Dissertation.

Bei Frau Dr. Umanskaya und allen Mitarbeiterinnen des Forschungslabors der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde des Universitätsklinikums Homburg/Saar bedanke ich mich für die freundliche Beratung bezüglich der laborbezogenen Arbeitsabläufe sowie der Bereitstellung von Materialien.

Herrn Norbert Pütz danke ich für die geduldige Einarbeitung, sowie freundliche Betreuung am Rasterelektronenmikroskop.

Bei Herrn Kollegen Haas bedanke ich mich für die freundliche Leihgabe des Thermocult-Kleininkubators. Den Mitarbeiter/Innen der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgischen Praxen danke ich für die hilfreiche Sammlung von Probengrundmaterial.

Bei meiner Familie, besonders bei Marie-Christine möchte ich mich für das großzügige Zeitgeschenk und die fortwährende, geduldige Unterstützung bedanken. Meinem Sohn Rouven Nathaniel widme ich die vorliegende Arbeit neben seinem Großvater.

8 Anhang

8.1 Materialien und Geräte

8.1.1 Materialien

Tab. 18 Materialien für die Herstellung der Proben

Versuchsreihe	Material	Hersteller
Vorversuche, Hauptversuche	Dritte Molaren (human) nach Extraktion zurückgelassen	MKG-Praxen, Rhein-Sieg-Kreis, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Helioseal Refill (LOT Nr. S25167, Verfallsdatum 2017-05)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Vorversuche, Hauptversuche	Total Etch (LOT Nr. T20546, Verfallsdatum 2016-11)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Vorversuche, Hauptversuche	Air-Flow Pulver Comfort Classic lemon (Natriumbicarbonatpulver, Korngröße 40 µm) (LOT Nr. BC-13-2723-06, Verfallsdatum 2015-05)	E.M.S. - Electro Medical Systems S.A., Nyon, Schweiz
Vorversuche, Hauptversuche	Ethanol 70%	Apotheke Dr. Hardt, Sankt Augustin, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Anmischblock, 35 Blatt, 150 x 240 mm (Art.-Nr. 20520)	Omnident Dental-Handels-GmbH, Rodgau, Deutschland
Vorversuch	Astrobrush, Point (Astrobrush Assortment: LOT Nr. TL3756)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Hauptversuch, Vorversuch	Astropol P und HP, small flame (P: LOT Nr. TL0758; HP: LOT Nr. TL0768)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Versuchsreihe	Material	Hersteller
Materialplättchen	Deckgläser 22 x 22 mm, Stärke No. 1	Paul Marienfeld GmbH & Co.KG, Lauda-Königshofen, Deutschland
Versiegelte Molarenproben	Diamanten (LOT Nr. 229057 (grünring), LOT Nr. 229057 (rotring))	Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland
Hauptversuch	Diamantscheibe Plastercut (Artikelnr. 331300)	Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland
Materialplättchen	Objektträger (REF: 1000000, LOT Nr. 29261)	Paul Marienfeld GmbH & Co.KG, Lauda-Königshofen, Deutschland
Vorversuch (Bruchpräparate)	Occlubrush 3/Art.-Nr. 2505 Point, (LOT Nr. 5174376, Verfallsdatum 2019-04)	Kerr, KerrHawe SA, Bioggo, Schweiz
Vorversuche, Hauptversuche	Omni Minibrush Nylonbürsten (LOT Nr. BK61580314)	Omnident Dental-Handels-GmbH, Rodgau, Deutschland
Vorversuch (Bruchpräparate)	Optrapol Small Flame (LOT Nr. TL1752)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Hauptversuche	Schaumstoffpellets 6 x 8 mm, (REF: 72702, SN: 372998, Verfallsdatum 11/2020)	Omnident Dental-Handels-GmbH, Rodgau, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Soft Nitril Untersuchungshandschuhe	Omnident Dental-Handels-GmbH, Rodgau, Deutschland

Tab. 19 Materialien für die Belastungstests

Versuchsreihe	Material	Hersteller
Vorversuch, Hauptversuche	Aesculap Einmalskalpell Fig. 10 (LOT Nr. 45057 33057, Verfallsdatum 2019-01)	B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland

Versuchsreihe	Material	Hersteller
Vorversuch, Hauptversuche	A-Silikon President light body und Putty (LOT Nr. F71503, Verfallsdatum 2016-05 und LOT Nr. F57 313, Verfallsdatum 2016-05)	Coltène, Altstätten, Schweiz
Vorversuche, Hauptversuche	Black Forest Tafelwasser	Peterstaler Mineralquellen GmbH, Bad Rippoldsau, Deutschland
Bruchpräparate	Ecotainer plus: Physiologische Kochsalzlösung: NaCl 0,9% (LOT Nr. 132938001, Verfallsdatum 2018-06)	B. Braun, Melsungen AG, Melsungen, Deutschland
Vorversuch	Spülkanülen 0.6 x 25 mm (LOT Nr. 101216)	Transcodent GmbH & Co. KG, Kiel, Deutschland
Materialplättchen, Intensivbelastung	Kulturplatten (6 und 24 Well cell culture plates, LOT Nr. E131003Q, LOT Nr. E15013HL)	Greiner Bio-One GmbH, Frickenhausen, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Listerine Zero (N-583250): Mundspülung, ethanolfrei, beinhaltet ätherische Öle	Johnson & Johnson Consumer Services EAME Ltd., Maidenhead, U. K. (McNeil Consumer Health Care GmbH, Neuss, Deutschland)
Vorversuch	Luer Lock Solo/3 ml Omnifix (LOT Nr. 4E26048)	Omnident Dental-Handels-GmbH, Rodgau, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Natriumazid in der Konzentration von 0,05%	Apotheke des Universitätsklinikums Homburg, Deutschland

Anhang

Versuchsreihe	Material	Hersteller
Vorversuche, Hauptversuche	Phosphat Pufferlösung = PBS (DULBECCO'S, mit pH = 7 und Aktivität von 1U/ml)	Apotheke des Universitätsklinikums Homburg, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Pseudocholinesterase (PCE) = Butyrylcholinesterase aus Pferdeserum, lyophilisiertes Pulver (LOT Nr. 071M7358V) Best-Nr. C7512	Sigma-Aldrich Chemie, Taufkirchen, München, Deutschland, bezogen durch das Universitätsklinikum Homburg, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Pufferlösungen: Potassium Biphthalate Monobasic-Sodium Buffer pH = 7; Potassium Biphthalate Buffer pH = 4	PCE Deutschland GmbH, Meschede, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Quality pipette tips (REF: 70.762.100)	Sarstedt AG & Co., Nümbrecht, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Sterilisationsfolie Omnifol 50 mm x 200 (LOT Nr. ABCDEFGHILMN)	Omnident Dental-Handels-GmbH, Rodgau, Deutschland
Hauptversuche, Materialplättchen	Steri-Quick (LOT Nr. 111511, Verfallsdatum 2016-3)	Coltène/Whaledent GmbH & Co. KG, Langenau, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Soft Nitril Untersuchungshandschuhe	Omnident Dental-Handels-GmbH, Rodgau, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Theranovis oral spray (PZN: 6103617): Mundspray	theranovis GmbH & Co. KG, Bingen, Deutschland
Vorversuch, Hauptversuche	Thymollösung (0,1%)	Apotheke des Universitätsklinikums Homburg, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuch	Uritop S - mit Schraubdeckel Probenbecher (100 ml)	B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland

Versuchsreihe	Material	Hersteller
Vorversuche, Hauptversuche	Zitronensäure (1%)	Apotheke Dr. Hardt, Sankt Augustin, Deutschland

Tab. 20 Materialien für die Analyse

Versuchsreihe	Material	Hersteller
Vorversuche, Hauptversuche	Destilliertes Wasser (Velind)	Aerosol GmbH, Schwedt, Deutschland
Materialplättchen	Light-Duty Tissue Wipers, One-Ply White Wipers, 4.5 x 8.3 In., Cat. No. 115-0202	VWR North American, Radnor, U.S.A.
Intensivbelastung	Methylenblau	Apotheke des Universitätsklinikums Homburg, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	pH-Indikatorpapier (pH 1–14), Charge: HC262886	Merck KGaA, Darmstadt, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Spectro-Tabs (Polycarbonat Klebeband, vorgestanzt)	Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Stiftprobenteller Aluminium	Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland

8.1.2 Geräte

Tab. 21 Geräte für die Probenherstellung

Versuchsreihe	Geräte	Hersteller
Vorversuche, Hauptversuche	Air-Flow Handy, Pulverstrahlgerät	E.M.S.-Electro Medical Systems S.A., Nyon, Schweiz
Vorversuche, Hauptversuche	bluephase (G2), LED-Polymerisationsgerät (Serien-nr. 231463), Lichtintensität 1.200 mW/cm ² ± 10%,	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Vorversuche, Hauptversuche	EXPERTmatic E25L (rotes Winkelstück, Übersetzung 1:5)	KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	EXPERTmatic E20 L (blaues Winkelstück, Übersetzung 1:1)	KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	EXS 3A Sonde, zahnärztliche Sonde	Hu-Friedy, Leimen, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Light blocking plate, Ref. Nr. 1023-EU, (LOT Nr. 000003)	Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan
Vorversuche, Hauptversuche	Litex Power intensity meter for composite curing light	Dentamerica Inc., City of Industry, U.S.A.
Vorversuche, Hauptversuche	Orascoptic Lupenbrille 2,8-fach	Sigma Dental Systems - EMASDI GmbH, Flensburg, Deutschland

Tab. 22 Geräte für die Belastungstests

Versuchsreihe	Geräte	Hersteller
Vorversuche, Hauptversuche	Autoklav, Vacuklav 40-B	MELAG oHG Medizintechnik, Berlin, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Pen pH-Meter: PCE-PH 22	PCE Deutschland GmbH, Meschede, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Pinzetten 792/14 CE (LOT Nr. 06 mm)	Carl Martin GmbH, Solingen, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Pipette	VWR International GmbH, Darmstadt, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Silit Stoppuhr (Art.-Nr. 0068.0032.01)	Silit Werke GmbH & Co. KG, Riedlingen, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche (Tafelwasser und PCE-Lsg.)	Thermocult Inkubator (Inku- bationstemperatur 35 ± 2 °C)	Selzer GmbH, Waghäusel, Deutschland

Tab. 23 Geräte für die Analyse

Versuchsreihe	Geräte	Hersteller
Materialplättchen	Chromatischer Weißlichtsensor FRT MicroProf Messsystem, MPR 1320	Fries Research & Technology GmbH, Bergisch-Gladbach, Deutsch- land
Vorversuche, Kurzzeitbelas- tung	Dentalmikroskop Global G3	Sigma Dental Systems - EMASDI GmbH, Flensburg, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Digitale Spiegelreflexkamera Canon EOS 6D	Canon Europa N.V., Amstelveen, Niederlande
Intensivbelastung, Material- plättchen	Digitalmikroskop VHX-5000	Keyence, Osaka, Japan

Versuchsreihe	Geräte	Hersteller
Materialplättchen	Härteprüfgerät Duramin	Struers, Willich, Deutschland
Vorversuche, Hauptversuche	Rasterelektronenmikroskop XL 30 ESEM FEG	Fei, Worldwide corporate Headquarters, Hillsboro (Oregon), U.S.A.
Vorversuche, Hauptversuche	Sputter BAL-TEC Scd 030, Balzers Union FI 9496 (Vakuumtrocknung und Kohlestoffverdampfung)	Oerlikon Systems, Balzers, Liechtenstein
Vorversuche, Hauptversuche	Sputter Coater Polaron Range (Goldspattern)	Quorum Technologies Ltd, New Haven, East Sussex, United Kingdom

8.1.3 Kennwerte der Agenzien

- **Theranovis oral spray (1)**

Theranovis oral spray ist ein Mundspray. Nach Angaben des Herstellers soll es in der Lage sein, Zahnstein mit Extrakten (ätherischen Ölen) aufzulösen. Die enthaltenen Kernöle und Extrakte sollen schonend auf Gingiva, orale Mukosa und die Mundflora wirken. Die in theranovis oral enthaltenen ätherischen Öle sollen antibakteriell und entzündungshemmend wirken. Alkohol dient als Konservierungsmittel. Das Mundspray kann nach Herstellerangaben zeitlich unbegrenzt angewendet werden. Für eine Parodontitisprophylaxe sowie zur Zahnsteinentfernung wird eine 2-mal tägliche Anwendung empfohlen. (theranovis GmbH & Co. KG, Bingen, Deutschland, 2014: <http://www.theranovis.de/theranovis-oral/natuerliche-inhaltsstoffe/> - Zugriff am: 2014-04-20).

- **Listerine Zero (2)**

Listerine Zero ist eine Mundspülung ohne Ethanol und seit 2012 auf dem deutschen Markt erhältlich. Die Inhaltsstoffe sind unter anderem vier ätherische Öle: Thymol, Eucalyptol, Menthol und Methylsalicylat. Diese sollen den entzündungshemmenden Effekt des Produktes begründen. Weiterer Inhaltsstoff ist Fluorid. Die Anwendung soll

nach Herstellerangaben zweimal täglich zusätzlich zum Zähneputzen erfolgen. Es wird empfohlen, nach dem Zähneputzen mit 20 ml pro Anwendung (10 ml für Kinder zwischen 6–12 Jahren) 30 s lang mit dem unverdünnten Präparat zu spülen und danach auszuspucken (McNeil Consumer Health Care GmbH, 2014 (Johnson & Johnson): <http://www.jnjgermany.de/marken/mundpflege/listerine.html> – Zugriff am: 2014-06-10).

- **Zitronensäure (3)**

Zitronensäure ist eine Carbonsäure. Eine 1%ige wässrige Lösung besitzt einen pH-Wert von 2,3. In Wasser und Alkohol ist Zitronensäure leicht löslich. Zitronensäure dient als Zusatzstoff bei der Lebensmittelherstellung. Zitronensäure darf in Lebensmitteln *quantum satis* verwendet werden (Lebensmittelchemisches Institut des Bundesverbandes der Deutschen Süßwarenindustrie e.V., 2014: <http://www.lci-koeln.de/deutsch/veroeffentlichungen/lci-focus/organische-saeuren-teil-ii-citronensaeure> - Zugriff am: 2014-04-05)

- **Black Forest still (4)**

Black Forest still ist ein natürliches Mineralwasser ohne Kohlensäure. Es wird aus der Hansjakobquelle in Bad Rippoldsau im Schwarzwald von der Peterstaler Mineralquellen GmbH abgefüllt. Das Wasser wird mit einer Gesamtmineralisierung von 35,8 mg/l als mineralienarm bezeichnet und ist damit auch für die Zubereitung von Babynahrung geeignet. Der pH-Wert beträgt 6,8. Eine Zertifizierung nach DIN-Norm ISO EN 9001 liegt vor (Black Forest still, 2014: <http://www.blackforest-still.de/de/meinwasser>; <http://www.blackforest-still.de/de/inhaltsstoffe> – Zugriff am: 2014-04-15).

- **Pseudocholinesterase-Lösung (5)**

Pseudocholinesterase (PCE) ist ein Enzym und gehört zu den Esterasen, die auch im menschlichen Speichel vorkommen.

Zusammensetzung und Herstellung der Pseudocholinesterase-Lösung

Um die Stammlösung mit einer Konzentration von 5U/ml herzustellen wurden 16,7 mg der pulverförmigen PCE (13U/mg) mittels Feinwaage abgewogen. Dies ergab insgesamt 217,1 Units, die mit 43,4 ml PBS aufgelöst wurden, um die Konzentration von 5U/ml zu erreichen. Die so im Labor der Klinik für Zahnerhaltung der Universität des Saarlandes gewonnene Stammlösung, wurde im Folgenden zu je 0,25 ml pipettiert und im Gefrierschrank bei –20 °C gelagert. Bezogen wurde das Enzym von der Firma

Sigma-Aldrich® Chemie (Taufkirchen, München). Eine Einheit setzt bei pH 8 und 37 °C pro Minute 1.0 µmol von Butyrylcholin in Butyrat und Cholin um. Aufgelöst wurde es in einer Phosphat Pufferlösung = PBS (DULBECCO'S, mit pH = 7 und Aktivität von 1U/ml). Zum Schutz der Enzymlösung während ihrer Anwendung vor bakteriellen Kontaminationen wurde Natriumazid in der Konzentration von 0,05% beigefügt. Gewechselt wurde die Lösung nach einwöchiger Verwendung, da die Enzymaktivität innerhalb einer Woche nahezu konstant bleibt (vergleiche auch Stock, 2008).

8.2 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

8.2.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Fissurenversiegelung der okklusalen Fläche eines Molaren	11
Abb. 2 Chemische Zusammensetzung von Bis-GMA und TEGDMA modifiziert nach Schmalz und Arenholt-Bindslev, 2009	12
Abb. 3 Zusammenspiel der Verschleißmechanismen modifiziert nach Grippo <i>et al.</i> , 2004....	16
Abb. 4 Darstellung eines unversiegelten (links) sowie eines versiegelten (rechts) unteren Molaren	26
Abb. 5 Gekerbte Kontrollseite (links), halbseitig eingebetteter versiegelter Molar (rechts) ...	27
Abb. 6 Materialplättchen (Helioseal), Maßstab in mm.....	27
Abb. 7 Zusammensetzung der Enzymlösung Pseudocholinesterase (PCE).....	28
Abb. 8 Kulturplatte mit Materialplättchen eingelegt in Mundspülung (Exemplarische Darstellung).....	32
Abb. 9 Übersicht zum Versuchsablauf chemische Belastung von Materialproben	32
Abb. 10 Übersicht Probenaufteilung chemische Belastung bezogen auf die Lagerungsmedien des 3 x 1-minütigen 14-tägigen Einlageregimes (Kurzzeitbelastung) für Analysen über Lichtmikroskopie und REM.....	34
Abb. 11 Probenaufteilung versiegelte Zahnproben der Intensivbelastung bezogen auf die Lagerungsmedien und die gewählten Belastungszeiten sowie anschließenden Analysen über Digitalmikroskopie und Rasterelektronenmikroskopie.....	36
Abb. 12 Optisches 3D-Messsystem mit chromatischem Weißlichtsensor.....	37
Abb. 13 Härtemessgerät	38
Abb. 14 Dentalmikroskop Global G3 mit Kameravorrichtung und montierter digitaler Spiegelreflex-	38
Abb. 15 Digitalmikroskop VHX-5000.....	39
Abb. 16 Rasterelektronenmikroskop XL 30 ESEM FEG	39
Abb. 17 REM-Aufnahme Materialplättchen in Tafelwasser gelagert, links: unpoliert – rechts: poliert, Originalvergrößerung 5000-fach	42

Abb. 18 REM-Aufnahme Materialplättchen in Mundspray gelagert, links: unpoliert – rechts: poliert, Originalvergrößerung 50000-fach (BSE)	43
Abb. 19 REM-Aufnahme Materialplättchen in Mundspülung gelagert, links: unpoliert – rechts: poliert, Originalvergrößerung 50000-fach (BSE).....	43
Abb. 20 REM-Aufnahme Materialplättchen in Thymollösung 0,1% gelagert, poliert, Originalvergrößerung 50000-fach (BSE-Aufnahme).....	43
Abb. 21 Rasterelektronenmikroskopische Darstellung einer Fissurenversiegelung mit belassener Sauerstoffinhibitionsschicht, Originalvergrößerungen 25-, 10000-fach, FV = Fissurenversiegelung, in der rechten Abbildung ist angrenzend an das Versieglermaterial der angeätzte Schmelz erkennbar	44
Abb. 22 Rasterelektronenmikroskopische Darstellung eines FV-Bruchpräparates nach Einlage in Tafelwasser: Testseite, Originalvergrößerung 500-fach, FV = Fissurenversiegelung.....	44
Abb. 23 Rasterelektronenmikroskopische Darstellung eines FV-Bruchpräparates nach Einlage in Zitronensäure-Lösung (1%): Testseite, Originalvergrößerung 500-fach, FV = Fissurenversiegelung.....	45
Abb. 24 Versiegleroberfläche nach 14 d Tafelwasserinkubation	46
Abb. 25 Versiegleroberfläche nach 14 d Inkubation in PCE-Lösung.....	47
Abb. 26 Oberfläche des Kunststoffversieglers nach 14 d Lagerung in Zitronensäure (1%) ...	48
Abb. 27 Versiegleroberfläche nach Einlage in Mundspray (FRT MicroProf Messsystem)	49
Abb. 28 3D-Ansicht Versiegleroberfläche nach Einlage in Mundspülung (FRT MicroProf Messsystem).....	50
Abb. 29 FV (Mundspray, Alkohol Schaumstoffpellet) A - FV (Mundspülung, Alkohol SchaumstoffPellet) B - FV (Zitrone 1%, poliert) C - FV (PCE-Lsg., Alkohol Schaumstoffpellet) D.....	57
Abb. 30 Rq-Mittelwerte der Versieglermaterialplättchen nach 14 d Medienbelastung.....	58
Abb. 31 Mittelwerte (HV) der Versieglermaterialplättchen nach 14 d Medienbelastung	59
Abb. 32 Lichtmikroskopische Abbildungen von Molaren: unversiegelt (A), fissurenversiegelt und poliert (B), fissurenversiegelt und Sauerstoffinhibitionsschicht mit in Ethanol getränktem Schaumstoffpellet reduziert/entfernt (C), versiegelt mit belassener	

Sauerstoffinhibitionsschicht (D), nach Einlagen in Tafelwasser (B, C, D). Originalvergrößerung 12,8-fach.....	61
Abb. 33 Lichtmikroskopische Abbildungen von Molaren: unversiegelt (A), fissurenversiegelt und poliert (B), fissurenversiegelt und Sauerstoffinhibitionsschicht mit in Ethanol getränktem Schaumstoffpellet reduziert/entfernt (C), versiegelt mit belassener Sauerstoffinhibitionsschicht (D), nach Einlagen in PCE-Lösung (B, C, D). Originalvergrößerung 12,8-fach.....	61
Abb. 34 Lichtmikroskopische Abbildungen von Molaren: unversiegelt (A), fissurenversiegelt und poliert (B), fissurenversiegelt und Sauerstoffinhibitionsschicht mit in Ethanol getränktem Schaumstoffpellet reduziert/entfernt (C), versiegelt mit belassener Sauerstoffinhibitionsschicht (D), nach Einlegen in Zitronensäure-Lösung 1% (B, C, D). Originalvergrößerung 12,8-fach.....	62
Abb. 35 Lichtmikroskopische Abbildungen von Molaren: unversiegelt (A), fissurenversiegelt und poliert (B), fissurenversiegelt und Sauerstoffinhibitionsschicht mit in Ethanol getränktem Schaumstoffpellet reduziert/entfernt (C), versiegelt mit belassener Sauerstoffinhibitionssicht (D) nach Einlagen in Mundspray (B, C, D). Originalvergrößerung 12,8-fach.	63
Abb. 36 Lichtmikroskopische Abbildungen von Molaren: unversiegelt (A), fissurenversiegelt und poliert (B), fissurenversiegelt und Sauerstoffinhibitionsschicht mit in Alkohol getränktem Schaumstoffpellet reduziert/entfernt (C), versiegelt mit belassener Sauerstoffinhibitionsschicht (D), nach Einlagen in Mundspülung (B, C, D). Originalvergrößerung 12,8-fach.....	63
Abb. 37 Exemplarische REM-Aufnahmen versiegelter Zahnproben (1: Test, 2: interne Kontrolle), Tafelwasser (A), PCE-Lösung (B), Zitronensäure (1%) (C), Mundspray (D), Mundspülung (E), Originalvergrößerung 5000-fach. Nach Kurzzeitbelastung mit 1%iger Zitronensäure fand sich bei 100% der Proben eine Desintegration des Versieglers in der Randzone zum Zahnschmelz. Es zeigten sich Stufenbildungen sowie Unterminierungen durch Erosion des Zahnschmelzes (C1).	64
Abb. 38 Lichtmikroskopische Darstellung einer Fissurenversiegelten Weisheitszahnkrone nach 28 d Inkubation in Tafelwasser bei 37 °C und nach Anfärbung mit Methylenblau, Originalvergrößerung 50-fach.....	65
Abb. 39 Lichtmikroskopische Detailansicht der Oberfläche einer Fissurenversiegelung nach 28 d Inkubation in Tafelwasser bei 37 °C, Originalvergrößerung 50-fach.....	65

Abb. 40 Lichtmikroskopische Darstellung einer Probestestseite nach 28 d Inkubation in PCE-Lösung bei 37 °C, Originalvergrößerung 50-fach.....	65
Abb. 41 Lichtmikroskopische Darstellung einer Probe nach Inkubation in PCE-Lösung (28 d, 37 °C) nach Methylenblaufärbung	66
Abb. 42 Lichtmikroskopische Darstellung einer Probe nach Einlage in Zitronensäure (1%) 1 h/d über 14 d (nach Methylenblaufärbung).....	66
Abb. 43 Lichtmikroskopische Darstellung einer Probe nach Dauereinlage in Zitronensäure (1%) über 11 d (ungefärbt, gefärbt)	66
Abb. 44 Lichtmikroskopische Darstellung eines versiegelten Weisheitszahnes nach 11 d Dauereinlage in 1%iger Zitronensäure (Detailaufnahme), Originalvergrößerung 100-fach	67
Abb. 45 Exemplarische REM-Aufnahme einer versiegelten Zahnprobe nach 1 h/d Einlage in 1%iger Zitronensäure über einen Zeitraum von 14 d, Originalvergrößerung 130-fach	67
Abb. 46 Exemplarische REM-Aufnahme einer versiegelten Zahnprobe nach 1 h/d Einlage in 1%iger Zitronensäure über einen Zeitraum von 14 d, Originalvergrößerung 1000-fach.....	67
Abb. 47 Exemplarische REM-Aufnahme einer versiegelten Weisheitszahnkrone nach 11 d Dauer-.....	68
Abb. 48 Lichtmikroskopische Darstellung eines versiegelten Molaren nach 14 d Dauereinlage in Mundspray (theranovis oral), Originalvergrößerung 50-fach.....	68
Abb. 49 Lichtmikroskopische Darstellung einer Probestestseite nach einstündiger Einlage pro Tag in ethanolfreier, ätherische Öle beinhaltenden Mundspülung über einen Zeitraum von 14 d, Originalvergrößerung 50-fach.....	69
Abb. 50 Lichtmikroskopische Darstellung einer versiegelten Zahnkrone nach täglicher 1 h Einlage in ätherische Öle beinhaltende Mundspülung über einen Zeitraum von 14 d nach Färbung mit Methylenblau und anschließendem Absprayen, Originalvergrößerung 50-fach. 69	
Abb. 51 Exemplarische Abbildung einer Zahnprobe nach 14 d Dauereinlage in ethanolfreier, ätherische Öle beinhaltenden Mundspülung nach Methylenblaufärbung, Originalvergrößerung 50-fach.....	70

8.2.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 1 pH-Werte der Prüffagenzien	29
Tab. 2 Scoring von Oberflächen- und Randqualitäten der Fissurenversiegelungen.	40
Tab. 3 Rq-Mittelwert Materialplättchen nach Inkubation in Tafelwasser	46
Tab. 4 Rq-Mittelwert Materialplättchen nach Inkubation in PCE-Lösung im Vergleich zur Kontrolle.....	47
Tab. 5 Rq-Mittelwerte von Materialplättchen nach 2-wöchiger Dauereinlage in Zitronensäure (1%) und Tafelwasser (Kontrolle).....	48
Tab. 6 Rq-Mittelwert von Materialplättchen nach Einlage in Mundspray	49
Tab. 7 Rq-Mittelwert Materialplättchen Mundspülung	50
Tab. 8 Mittelwert Vickershärte der Kontrollproben.....	51
Tab. 9 Mittelwerte Vickershärte PCE-Lösung, Tafelwasser.....	51
Tab. 10 Mittelwerte Vickershärte Zitronensäure (1%), Tafelwasser	51
Tab. 11 Mittelwerte Vickershärte Mundspray, Tafelwasser	52
Tab. 12 Mittelwerte Vickershärte Mundspülung, Tafelwasser	52
Tab. 13 Vergleichende Aufführung der Rq-Mittelwerte nach Medienbelastung.....	58
Tab. 14 Mittelwerte (HV) nach Medienbelastung, *: $p < 0,05$ für Vergleich mit Kontrolle...	59
Tab. 15 U-Test nach Mann & Whitney	59
Tab. 16 Scoring Oberflächenqualitäten.....	60
Tab. 17 Scoring Randqualitäten	60
Tab. 18 Materialien für die Herstellung der Proben.....	101
Tab. 19 Materialien für die Belastungstests	102
Tab. 20 Materialien für die Analyse.....	105
Tab. 21 Geräte für die Probenherstellung	106
Tab. 22 Geräte für die Belastungstests.....	107
Tab. 23 Geräte für die Analyse	107