

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde,
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar
Direktor: Prof. Dr. M. Hannig

Der Einfluss von Füllstoffkörpergröße und Füllstoffart auf das Abrasionsverhalten von experimentellen Kompositen

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2016

vorgelegt von:
Isabell Friesen geb.Szantyr
geb. am: 03.12.1986 in Goslar

Tag der Promotion:

Dekan: Prof. Dr. M.D. Menger

1. Berichterstatter: Prof. Dr. M. Balkenhol

2. Berichterstatter:

Inhaltsverzeichnis

1	ZUSAMMENFASSUNG	1
1.1	Deutsche Zusammenfassung.....	1
1.2	Abstract.....	2
2	EINLEITUNG	3
2.1	Aufbau und Zusammensetzung von Kompositen.....	5
2.1.1	Organische Matrix.....	5
2.1.2	Füllstoffe.....	9
2.1.3	Verbundphase.....	11
2.1.4	Polymerisation.....	12
2.2	Weitere Füllungswerkstoffe / Chemische Modifikationen von Kompositen.....	13
2.2.1	Stopfbare Komposite.....	13
2.2.2	Fließfähige Komposite.....	13
2.2.3	Ormocere.....	13
2.2.4	Silorane.....	14
2.2.5	Kompomere.....	15
2.3	Verschleiß dentaler Komposite.....	16
2.3.1	Adhäsiiver Verschleiß.....	17
2.3.2	Abrasion.....	18
2.3.3	Attrition.....	18
2.3.4	Erosion.....	19
2.4	In vitro Untersuchungen zu Verschleiß von dentalen Kompositen.....	19
2.4.1	Kausimulatoren.....	19
2.5	Ziel der Arbeit / Fragestellung.....	23

3	MATERIAL UND METHODE	24
3.1	Herstellung der Proben	26
3.2	Herstellung des Antagonisten	27
3.3	Thermowechselbelastung.....	28
3.4	Mechanische Belastung	29
3.5	Auswertung der Proben	30
3.5.1	Funktionsweise des FRT MicroProf.....	31
3.5.2	Dokumentation des Scanvorgangs.....	31
3.5.3	Volumenberechnung.....	32
3.5.4	Berechnung des tiefsten Punktes	35
3.5.5	REM-Analyse	35
3.6	Statistische Auswertung.....	37
4	ERGEBNISSE	38
4.1	Ergebnisse des Spearman-Test	38
4.2	Volumenverlust.....	40
4.2.1	V50	40
4.2.2	V100	42
4.2.3	V200	44
4.3	Tiefster Punkt der Abrasion.....	46
4.3.1	T50.....	46
4.3.2	T100.....	48
4.3.3	T200.....	50
4.4	Auswertung REM	52
4.4.1	Proben ExcomD0,18.....	52

4.4.2	Proben ExcomD0,4.....	53
4.4.3	Proben ExcomD0,7.....	54
4.4.4	Proben ExcomD0,85.....	55
4.4.5	Proben ExcomD1.....	57
4.4.6	Proben ExcomD1,5.....	58
4.4.7	Proben ExcomD5.....	59
4.4.8	Proben ExcomF0,8.....	61
4.4.9	Proben ExcomF2.....	62
4.4.10	Proben ExcomP20.....	63
4.4.11	Proben ExcomP30.....	64
5	DISKUSSION.....	66
5.1	Diskussion von Material und Methode.....	66
5.1.1	Komposite.....	66
5.1.2	Probenherstellung.....	67
5.1.3	Herstellung der Antagonisten.....	67
5.1.4	Thermische Belastung.....	68
5.1.5	Mechanische Belastung.....	69
5.1.6	Eingesetzte Analyseverfahren.....	70
5.2	Diskussion der Ergebnisse.....	71
5.2.1	Ergebnisse der Oberflächenanalyse.....	71
5.2.2	Ergebnisse der REM-Analyse.....	73
5.3	Schlussfolgerungen.....	76
6	LITERATURVERZEICHNIS.....	77
7	PUBLIKATION/ DANKSAGUNG.....	84

7.1	Publikation	84
7.2	Danksagung	85
8	LEBENS LAUF	FEHLER! TEXTMARKE NICHT DEFINIERT.

1 Zusammenfassung

1.1 Deutsche Zusammenfassung

Die Füllstoffart und Füllstoffkorngröße spielt für das Abrasionsverhalten von Kompositfüllwerkstoffen eine wichtige Rolle. Ziel dieser Untersuchung war es daher, das Abrasionsverhalten von experimentellen Hybridkompositen, ausschließlich unter dem Aspekt der 3 eingesetzten Füllstoffe, zu untersuchen.

Es wurden Proben (N=8) aus jeweils 11 experimentellen Hybridkompositen (Excom) mit einer Füllstoffkorngröße von 0,18 µm bis 30 µm hergestellt. Darunter befanden sich 7 dentalglasgefüllte experimentelle Komposite, 2 mit Feldspat und 2 mit Kompositpräpolymerisaten. Nach Thermowechselast (5000 Zyklen, 5 °C/ 55 °C, Haltezeit 30 s) erfolgte eine 2-Medien Kausimulation (Willitec®). Als Antagonist dienten Aluminiumoxidkugeln. Die profilometrische Auswertung erfolgte optisch mit Hilfe eines FRT MicroProf Scanners (Fries Research & Technology GmbH). Es wurden der Volumenabtrag nach 50.000 (V50), 100.000 (V100) und 200.000 (V200) Kauzyklen und der tiefste Punkt der Abrasionsspur zu identischen Zeitpunkten (T50, T100, T200) ermittelt. Anschließend erfolgten rasterelektronische Aufnahmen zur Beurteilung der Kompositoberflächen.

Die statistische Analyse erfolgt auf dem 5% Niveau (Kruskal-Wallis-Test, Friedman-Test, Spearman-Test).

Der Volumenabtrag nahm bei allen Excom von V50 zu V200 signifikant zu ($p < 0,05$) und schwankte zwischen $0,022 \text{ mm}^3$ (V50 ExcomP30) und $0,45 \text{ mm}^3$ (V200 ExcomF2). Statistische Unterschiede (Kruskal-Wallis-Test) waren zwischen einigen verschiedenen Excom nachweisbar, wobei die höchste Abrasionsrate für das ExcomF2 mit einer Feldspatfüllstoffkorngröße von 2 µm beobachtet wurde. Die Werte des ExcomF2 unterschieden sich zu allen drei Zeitpunkten signifikant von ExcomD1 und ExcomP30. Generell zeigten die Präpolymerisate und das experimentelle Komposit mit 1 µm Dentalglasfüllstoffkörpern die niedrigsten Abrasionsraten. In der Gruppe der Dentalgläser konnte mit zunehmender Füllstoffkorngröße eine erhöhte Abrasion festgestellt werden. Eine Ausnahme stellte ExcomD1 dar.

Unter der Berücksichtigung der Limitationen der vorliegenden *in vitro* Studie scheint sich eine Dentalglasfüllstoffkorngröße von $< 1,5 \text{ µm}$ günstig auf die Abrasionsbeständigkeit eines Komposites auszuwirken. Generell zeigten die Komposite mit Präpolymerisaten den niedrigsten Verschleiß. Feldspatfüllstoffkörper scheinen keine ausreichende Abrasionsstabilität auf-

zuweisen. Weitere werkstoffkundliche Prüfungen sind erforderlich, um die klinische Eignung abschätzen zu können.

1.2 Abstract

Type and size of filler particles play an important role for the wear resistance of dental composite resin. The aim of this study was to investigate the abrasion behavior of experimental hybrid composites focus on the aspect of type and size of filler particles.

Test specimens (n=8) of 11 different experimental composites (Excom) with an average filler particle size of 0,18 μm – 30 μm were produced. Among these were seven experimental composites filled with dental glass, two with feldspar and two with composite prepolymerisates. After thermocycling (5,000 cycles, 5 °C/ 55 °C, dwell time: 30 s) the specimens were exposed in a dual-axis chewingsimulatortest (Willitec®). Aluminiumoxid spheres served as antagonist.

Subsequently a profilometric analysis was carried out in an FRT MicroProf Scanner (Fries Research and Technology GmbH). The volume loss after 50,000 (V50), 100,000 (V100), 200,000 (V200) chewing cycles and the deepest point of the abrasion trace were determined at the same point in time. Scanning electronic microscopic (SEM) pictures were made to evaluate the composite surface.

The statistical analyses was carried out on a 5% level (Kruskal-Wallis-Test, Friedman-Test, Spearman-Test).

The volume loss of all composites increased significantly from V50 to V200 and varied between 0.022 mm^3 (V50 ExcomP30) and 0.45 mm^3 (V200 ExcomF2). Significant differences could be detected at several composites. ExcomF2 with the feldspar filler particle size of 2 μm had the highest abrasion values. The values of ExcomF2 differed from ExcomD1 and ExcomP30 at each point in time significantly.

Prepolymerisates and the experimental composite filled with 1 μm dental glass filler showed the lowest abrasion rates. In the group of dental glasses a higher filler size correlated with dependent on a higher abrasion rate, with the exception of ExcomD1.

Under the limits of the in-vitro-study it can be concluded that a dental glass filler size less than 1.5 μm seems to have a positive influence on the abrasion resistance. In general, the composite materials with the prepolymerisates showed the lowest wear. Feldspar filling particles seem to have no adequate abrasion stability. Further experimental investigations are necessary to consider and assess clinical suitability.

2 Einleitung

Die Anforderungen an die Versorgung kariöser Zähne haben sich im Laufe der letzten Jahre stark verändert (Hickel, 1997). Neben dem Aspekt der Funktionalität und der Haltbarkeit der Versorgung steht jetzt immer mehr auch die Ästhetik der Restauration im Vordergrund (Willems *et al.*, 1992). Bei der Versorgung tief kariös zerstörter Zähne stehen Verfahren der indirekten oder direkten Restauration zur Verfügung. Der Einsatz von zahnfarbenen Materialien wie Keramik hat die indirekte Versorgung mit Inlays, Teilkronen, Vollkronen oder Brücken vor allem in Bezug auf den ästhetischen Aspekt verbessert.

Bei der direkten Versorgung von Zahnhartsubstanzdefekten war über 100 Jahre Amalgam die Standardversorgung. Auch hier wurde der ästhetische Aspekt immer bedeutender (van Dijken, 2000). Zusätzlich gab es viele kontroverse Diskussionen über gesundheitliche Folgen durch den Quecksilbergehalt im Amalgam (Roulet, 1997). Trotz mangelnder wissenschaftlicher Beweise, dass die Applikation, Entfernung oder das Bestehen von Amalgamfüllungen intraoral gesundheitliche Folgen mit sich bringen würde, gab das Bundesgesundheitsamt 1992 zu diesem Thema eine Empfehlung ab. Darin heißt es, dass der Gebrauch von Amalgam aus präventiven Gründen vermieden werden sollte. Dadurch vollzog sich ein Wandel in der Füllungstherapie in Richtung Kompositversorgungen (Hickel, 1997).

Bei Kompositen handelt es sich um zahnfarbene Füllungsmaterialien, die in plastischer Form in die Kavität eingebracht werden. Anschließend werden sie abhängig von ihrer Zusammensetzung entweder durch Lichtzufuhr, chemisch oder durch eine Kombination beider Verfahren ausgehärtet. Die ersten Komposite waren Polymethylacrylate (PMMA). Von Nachteil waren die niedrige Abrasionbeständigkeit und die hohe Porosität dieser Kunststoffe. Beides führte schnell zu Verfärbungen der Restaurationen. Die Art der Polymerisation brachte eine hohe Polymerisationsschrumpfung mit sich (Hellwig *et al.*, 2013). Der Einsatz der PMMA Komposite beschränkte sich größtenteils auf den Frontzahnbereich (Bowen, 1962).

1962 entwickelte Bowen das Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA). Dabei handelt es sich um ein Additionsprodukt aus Epoxidharz und Methylmethacrylatsäure als Matrix. Zusätzlich versetzte Bowen das Bis-GMA mit anorganischen Füllstoffkörpern (Quarzmehl). Eine Silanschicht auf den Füllstoffkörpern sollte den Verbund zwischen ihnen und der organischen Matrix herstellen (Bowen, 1962). Die Polymerisationsschrumpfung konnte hierdurch verringert werden (Bowen, 1963). Bis zum heutigen Tag setzen sich Komposite aus organi-

scher Matrix, disperser Phase (Füller) und der Verbundphase (Silane, Kopolymere) zusammen.

Die Verarbeitung von Kompositen zur Füllungstherapie stellt ein interessantes Forschungsgebiet in Hinsicht auf die Haltbarkeit und Belastungsfähigkeit der verwendeten Materialien dar. Betrachtet werden müssen die Biokompatibilität, die Zahn-Komposit-Interaktionszone und die Alterungsbeständigkeit des Werkstoffes.

Die Vereinbarkeit von Materialien und natürlichem Gewebe wird unter dem Begriff Biokompatibilität zusammengefasst. Die Biokompatibilität von Werkstoffen, die in der Mundhöhle appliziert und verarbeitet werden und schließlich verbleiben, ist aus zweierlei Gründen wichtig. Differenziert wird zwischen der Wirkung auf die Biologie in der Mundhöhle und die systemische Wirkung. Bestandteile von Kompositen können zum Beispiel bei nicht ausreichender Polymerisation oder durch Abrasion freigesetzt werden (Van Landuyt *et al.*, 2011). Am weitesten verbreitet sind methacrylatbasierte Systeme. Bei der Polymerisation werden Doppelbindungen innerhalb eines Methacrylatmoleküls geöffnet. Dies ermöglicht die Verknüpfung der einzelnen Moleküle untereinander. Je mehr Methacrylatgruppen miteinander reagieren desto geringer ist der Restmonomeranteil (Städler, 2010). Ein hoher Restmonomeranteil kann z.B. zu Kontaktallergien führen (Santos *et al.*, 2014).

Zur Erleichterung der Verarbeitung werden den Kompositen Verdüner zugesetzt. Dabei handelt es sich z.B. um die Komonomere Triethylenglykol-dimethacrylat (TEGDMA) (Ilie *et al.*, 2005) und Ethylenglykol-dimethacrylat (EGDMA). Die Biokompatibilität von TEGDMA wurde von Gucio an Ratten getestet. Dies ergab, dass TEGDMA bei Ratten die freien Sauerstoffradikale erhöht (Gociu *et al.*, 2013). Freie Sauerstoffradikale bewirken in menschlichen Zellen oxidativen Stress. Sie können die Zelle schädigen und zum Beispiel zur Entartung von Zellen führen (Krifka *et al.*, 2013; Ohsawa *et al.*, 2007).

Unter Mundhöhlenbedingungen unterliegen Komposit-Restaurationen einer Alterung durch die Kaubelastung und Thermowechsel sowie dem Einfluss von Speichel, Nahrungsbestandteilen, Medikamenten und weiteren Faktoren.

Das Alterungsverhalten von Kompositen wurde bereits in zahlreichen Studien untersucht. Hierfür wurden Geräte zur Simulation der oralen Belastungen entwickelt. In der Mundhöhle sind Komposite sehr unterschiedlichen Einflüssen ausgesetzt. Täglich kommt es durch Kaubewegungen zur mechanischen Belastung. Nahrungsaufnahme führt zu starken Temperaturschwankungen und chemischen Belastungen.

2.1 Aufbau und Zusammensetzung von Kompositen

Komposite sind zusammengesetzte Werkstoffe. Sie werden plastisch in die Kavität eingebracht und härten chemisch oder durch Energiezufuhr (Polymerisation) aus. Sie bestehen aus folgenden drei Grundbestandteilen:

- Organische Matrix
- Disperse Phase (Füllstoffkörper)
- Verbundphase (Silane, Komonomere)

2.1.1 Organische Matrix

Die organische Matrix setzt sich zusammen aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen, Pigmenten und anderen Zusätzen (Hellwig *et al.*, 2013). Die Viskosität und die Reaktionsfähigkeit eines Monomers wird laut Stansbury durch die molekulare Struktur des Monomers beeinflusst (Stansbury, 2012). Dabei handelt es sich um Mono-, Di- oder Trimethacrylate verschiedener chemischer Strukturen (Cornelio *et al.*, 2013). Die Kombination mehrerer Moleküle soll die Eigenschaften der organischen Matrix beeinflussen. Kleine Moleküle, wie z.B. TEGDMA sind niedrig visköser als große Moleküle wie Bis-GMA (Stansbury, 2012).

Bei den Monomeren handelt es sich meistens um multifunktionelle Methacrylate (MA-R-MA) wie z.B. Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat (Bis-GMA, Bowen Kunststoff) und Urethandimethylacrylat (UDMA) (Palin *et al.*, 2003).

Die Abkürzung MA steht für die sehr reaktionsfreudigen Methacrylsäureester-Reste. Methacrylsäureester-Reste sind geschmacks- und geruchsneutral. Sie sind weniger toxisch als Methylacrylate und weisen gute physikalische Eigenschaften auf. Mechanische Eigenschaften werden durch den zentralen Kern (R) des Methacrylates bestimmt. Dabei werden z.B. die Wasseraufnahme, die Schrumpfung, der Polymerisationsgrad und weitere mechanische Eigenschaften beeinflusst (Hellwig *et al.*, 2013).

Monomer: Bis-GMA

Durch die Addition von Epoxidharz und Methylmethacrylsäure gelang es Bowen 1962 Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat (Bis-GMA) herzustellen. Das hohe Molekulargewicht dieses Methacrylates soll die Polymerisationsschrumpfung verringern (Palin *et al.*, 2003). Laut Chen *et al.* ist Bis-GMA das am meisten verwendete Monomer in den modernen Kompositen (Chen *et al.*, 2001). Die Vorteile dieses Kompositmatrixmoleküls sind die guten physikalischen Eigenschaften. Es ist farbstabil, gering toxisch, sowie geruchs- und geschmacksneutral. Das Molekül besteht aus einer starren Querverbindungsstruktur mit 2 großen aromatischen Ringen

und mehreren Hydroxylgruppen (Abb. 1), die durch starke Wasserstoffbrückenbindungen die Reaktionsfähigkeit und somit die Konversionsrate bei der Abbindereaktion mindern (Pfeifer *et al.*, 2011). Die hohe Viskosität wird durch starke Wasserstoffbrückenbindungen zwischen den Hydroxylgruppen bewirkt (Chen, 2010). Der Zusatz von Füllstoffkörpern würde die Verarbeitung der auf Bis-GMA basierten Kunststoffe sehr erschweren.

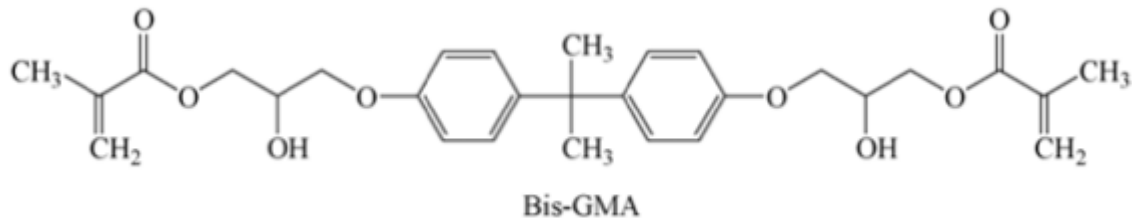


Abb. 1: Bis-GMA Strukturformel (Floyd & Dickens, 2006)

Monomere: TEGDMA

TEGDMA wird als Komonomer z.B. Bis-GMA hinzugefügt, wodurch die Viskosität der Mischung herabgesetzt wird (Chen, 2010). Hierdurch konnten verarbeitbare Komposite mit maximaler Füllstoffdichte generiert werden. TEGDMA besteht aus einer aliphatischen Struktur mit Etherbindungen (Abb. 2). Diese fungieren als Akzeptor für Wasserstoffbrückenbindungen. In Kombination mit Bis-GMA fördert TEGDMA die Reaktionsfähigkeit und Konversionsrate des Polymers (Pfeifer *et al.*, 2011). Dies ermöglicht die Steigerung der Konversionsrate des Bis-GMA bei der Lichtpolymerisation von 48% auf bis zu 70% (Ilie *et al.*, 2005). Durch das niedrige Molekulargewicht trägt TEGDMA zu einer höheren Polymerisationschumpfung bei. Im Laufe der Zeit wurde TEGDMA durch die Komonomere UDMA und Bis-EMA zum Teil ersetzt. Hierdurch sollen die Polymerisationschumpfung, Alterung und die Wirkung negativer umweltbedingter Einflüsse, wie z.B. Feuchtigkeit, Säuren oder Temperaturschwankungen auf das Komposit verbessert werden (Chen, 2010).

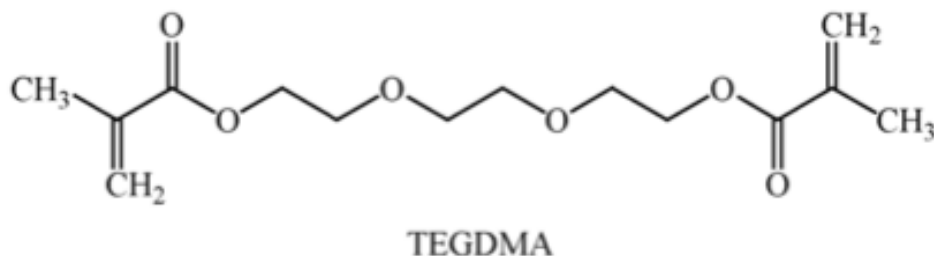


Abb. 2: TEGDMA Strukturformel (Floyd & Dickens, 2006)

Monomere: Bis-UDMA

1974 entwickelten Foster und Walker Urethan(-ethylenglykol-)dimethacrylat (UDMA) (Abb. 3) (Ilie *et al.*, 2005). Wasserstoffbrückeninteraktionen assoziiert mit der Funktionalität von Urethan sind laut Stansbury schwächer als solche, assoziiert mit Hydroxylgruppen wie z.B. beim Bis-GMA. Hierdurch ist die höhere Reaktionsfreudigkeit von UDMA im Vergleich zum Bis-GMA zu erklären (Stansbury, 2012). Durch eine äquimolare Mischung von Bis-GMA und UDMA als Komonomer soll laut Ilie die schnellste Polymerisationsrate erreicht werden. Photooxidationsreaktionen ausgelöst durch Licht oder Wasser können zu Verfärbungen des UDMA basierten Komposites führen. Der Zusatz von UV-Stabilisatoren soll dies verhindern (Ilie *et al.*, 2005).

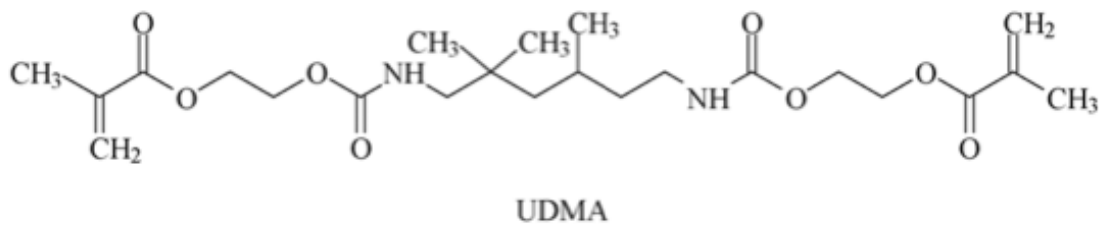


Abb. 3: UDMA Strukturformel (Floyd & Dickens, 2006)

Monomere: Bis-EMA

Bisphenol-A-ethoxyliertes Dimethacrylat (Bis-EMA) ist ein Analogon zu Bis-GMA. Das Molekül besteht, wie Bis-GMA aus zwei aromatischen Ringen. Durch zwei fehlende Hydroxylgruppen wird Bis-EMA die Fähigkeit genommen starke Wasserstoffbrückenbindungen einzugehen. Bis-EMA ist niedriger viskös als Bis-GMA. Cornelio *et al.* beschreibt Bis-EMA als flexibleres, mobileres Molekül. Hierdurch soll die Wasseraufnahmefähigkeit und -löslichkeit im Vergleich zum Bis-GMA verringert werden. Außerdem weist Bis-EMA eine höhere Konversionsrate auf (Cornelio *et al.*, 2013).

Photoinitiatoren

Photoinitiatoren sind Moleküle, die durch Energiezufuhr wie z.B. Licht, Wärme oder chemisch in Radikale zerfallen und so die Polymerisationsreaktion starten können (Hellwig *et al.*, 2013). Die ersten Photoinitiatoren waren Benzoinmethylether (Albuquerque *et al.*, 2015). Es wurde ultraviolettes Licht eingesetzt, um die Polymerisationsreaktion benzoinmethyletherbasierender Komposite zu aktivieren. Da es allerdings häufig zu oralen und visuellen Beschwerden bei Patient und Behandler gekommen ist (Albuquerque *et al.*, 2013), ist man zu blauem Licht der Wellenlänge 400-500 nm übergegangen.

Der zurzeit am häufigsten genutzte Photoinitiator ist Kampferchinon. Kampferchinon reagiert nach Energiezufuhr mit einem Koinitiator. Danach zerfällt der Komplex zu Radikalen. Durch Oxidationsprozesse des Koinitiators kann es im Laufe der Zeit zu einer Gelbverfärbung des Komposits kommen (Albuquerque *et al.*, 2013). Aus diesem Grund kam es zur Entwicklung weiterer Photoinitiatoren wie z.B. Phenylpropanodion (PDD), Bisalkylphosphanoxid (BAPO), Diphenylphosphanoxid (TPO) und des Monoalkylphosphanoxids, die ohne Koinitiator funktionieren sollen (Silami *et al.*, 2013). Albuquerque *et al.* konnte in einer Studie beweisen, dass auf TPO basierende Komposite im Vergleich zu Kampferchinon und BAPO am farbstabilsten sind (Albuquerque *et al.*, 2013). TPO absorbiert Licht mit einer Wellenlänge von 370-380 nm (Hellwig *et al.*, 2013).

Inhibitoren (Stabilisatoren)

Inhibitoren sollen eine frühzeitige Polymerisation der Kunststoffe verhindern, indem sie mit freien Radikalen reagieren. Hierdurch soll die Lagerungszeit verlängert werden (Hellwig *et al.*, 2013). Bei diesen Inhibitoren handelt es sich größtenteils um sterische Phenole, wie z.B. Hydrochinonmonomethylether. Sie werden in einem Prozentsatz von zirka 0,006% der Kompositpaste beigemischt (Anusavice, 2003).

Sauerstoff hat eine zusätzliche inhibierende Wirkung auf die Polymerisationsreaktion von Kompositen. Sauerstoff bindet an der Oberfläche mit freien Radikalen. Hierdurch entsteht eine Sauerstoffinhibitionsschicht (Shawkat *et al.*, 2009). Matrizenbänder sollen unter anderem die Bildung der Sauerstoffinhibitionsschicht, durch Verringerung der Oberfläche, die im Kontakt mit Sauerstoff steht, verhindern.

Inhaltsstoffe von anderen Materialien, wie z.B. Unterfüllungen können auch inhibierende Wirkung auf die Polymerisation haben. Eugenol z.B. kann eine unzureichende Polymerisation bewirken. Der damit erhöhte Restmonomergehalt kann in pulpanahen Bereichen zu Pulpaschäden führen (Hellwig *et al.*, 2013).

Pigmente

Pigmente sind Farbbildner und werden dem Komposit beigemischt um eine breite Farbpalette generieren zu können (Hellwig *et al.*, 2013). Neben der Erzeugung der gewünschten Farbe, beeinflussen sie die Transparenz und Opazität des Komposites. Es stehen organische und anorganische Pigmente zur Verfügung. Die meisten anorganischen Pigmente sind nicht toxisch, farbstabil, stabil gegenüber Wärme, Licht und Oxidationsmittel sowie Wasser und Säure unlöslich. Daher werden sie oft den organischen Materialien vorgezogen. Überwiegend werden

Eisenoxid-Pigmente, Titanoxid oder Aluminiumoxid eingesetzt. Pigmente werden in einer Teilchengröße von 0,01 - 1 µm zur Masse dazugegeben (Eichner & Kappert, 2005).

Additiva

Weichmacher, Lichtschutzmittel und optische Aufheller fallen unter die Kategorie der Additiva (Hellwig *et al.*, 2013).

Weichmacher stören die Polymerstruktur, indem sie die Wechselwirkungen zwischen den Molekülen zum Teil verhindern. Hierdurch wird das Komposit weicher und geschmeidiger. Häufig verwendete Weichmacher sind Dibutylphthalat oder Benzylbutyladipinsäureester (Eichner & Kappert, 2005).

Lichtschutzmittel werden auch UV-Stabilisatoren genannt. Sie resorbieren einfallendes UV-Licht und sollen so eine frühzeitige gelb-Verfärbung des Komposites verhindern. 2-Hydroxybenzophenone und 2-Hydroxyphenylbenzotriazol sind zwei häufig verwendete Vertreter der Lichtschutzmittel (Eichner & Kappert, 2005).

2.1.2 Füllstoffe

Die Schrumpfung, die thermische Ausdehnung und die Wasseraufnahme sowie das E-Modul eines Komposites wird durch den Zusatz von anorganischen Füllstoffkörpern verringert (Zimmerli *et al.*, 2010). Die Steifigkeit, Bruchfestigkeit und Abrasionsbeständigkeit wird erhöht (Städler, 2010).

Quarz, Keramik und Siliziumdioxid werden als anorganische Füllstoffkörper verwendet. Die Kunststoffe unterscheiden sich in der Art und Größe der Füllstoffkörper (Hellwig *et al.*, 2013).

Traditionelle makrogefüllte Komposite

Hierbei handelt es sich um Komposite mit ausschließlich anorganischen Füllstoffkörpern aus Quarz, Glas, Borsilikat oder Keramik in ihrer ursprünglichen Füllstoffkörpergröße von 5 µm bis 30 µm. Der Füllstoffgehalt lag bei ca 75 Gew.%. Während der Nutzungsphase konnte es vermehrt zum Herausbrechen von Makrofüllern kommen (Lutz & Phillips, 1983). Hierdurch wurde die weiche Kompositmatrix ungeschützt den äußeren Einflüssen ausgesetzt. Daher zeigen konventionelle makrogefüllte Komposite ein schlechtes Verschleißverhalten (Hellwig *et al.*, 2013). Im Laufe der Zeit wurden die Füllstoffkörper kleiner, homogener und runder, so dass sie sich nunmehr in einer Größenordnung von 1 µm bis 5 µm befinden (Lutz & Phillips, 1983).

Die weiterhin relativ große Füllstoffkörpergröße erschwert die Verarbeitung und vor allem die Politur des Komposites.

Mikrogefüllte Komposite

Homogen mikrogefüllte Komposite zeichnen sich durch ihre gute Verarbeitbarkeit und Polierbarkeit aus. Sie enthalten sehr feine radioluzente SiO₂-Partikel (Siliciumdioxid-Partikel) in der Größe 0,04 µm - 0,2 µm. Gewonnen werden die organischen Siliziumverbindungen durch Pyrolyse. SiO₂ hat einen starken eindickenden Effekt. Daher ist die Zugabe dieses Mikrofüllers beschränkt, da sonst die Verarbeitungsfähigkeit des Komposits durch die hohe Viskosität eingeschränkt wäre (Lutz & Phillips, 1983). Der durchschnittliche Füllstoffgehalt ist somit auf zirka 50 Gew.% beschränkt.

Inhomogene mikrogefüllte Komposite bestehen neben der organischen Matrix aus vorpolymerisierten SiO₂-Matrix Splintern in einer Größe von 1 µm - 200 µm, kugelförmigen polymerbasierenden Vorpolymerisaten (20 µm - 30 µm) oder agglomerierten Mikrofüllerkomplexen mit einer Füllstoffkörpergröße von 1 µm - 25 µm. Bei letzteren handelt es sich um ausschließlich anorganische Füllstoffe (Lutz & Phillips, 1983). Durch Zugabe der agglomerierten Mikrofüller kann ein Füllstoffkörpergehalt von bis zu 70 - 80% erreicht werden (Hellwig *et al.*, 2013).

Durch die Zugabe der oben genannten Mikrofüller sollen die positiven Eigenschaften der homogenen mikrogefüllten Komposite verstärkt und die thixotropen Eigenschaften herabgesetzt werden. Diese Komposite haben aber weiterhin einen niedrigen Füllstoffkörperanteil und daher eine relativ hohe Polymerisationsschrumpfung, eine hohe Wasseraufnahme und eine Schwäche in der Verbundphase zwischen Vorpolymerisaten und Matrix. Eine Ausnahme stellen die agglomerierten Mikrofüller dar. Der Nachteil ist, dass diese Komposite nicht röntgenopak sind (Städtler 2005).

In Tabelle 1 ist eine Übersicht, nach Lutz, der gängigen Kompositarten dargestellt.

	Makrofüller (> 10 µ m)	Mikrofüller (0.01-0.1 µ m)	Mikrofüller Komplexe	
Kompositart	Makrogefüllte Komposite	Hybridkomposite	Homogene Mikrofüller	Inhomogene Mikrofüller
Eigenschaften	+Physikalische Eigenschaften +Radioopak +Widerstandsfähig	+Radioopak +Polierbarkeit +Physikalische Eigenschaften - Polymerisationsschrumpfung	+Polierbarkeit - Widerstandsfähigkeit -Wasserresorption -Radioopak	+Polierbarkeit +Ästhetik -Physikalische Eigenschaften -Polimerisations-schrumpfung
Verwendungszweck	Aufbaufüllung vor indirekten Restaurationen (nicht länger indiziert)	Alle Arten von Restaurationen	Kleinere Klasse V Restaurationen	Kleinen Klasse V Restaurationen
+ positive Eigenschaften, -negative Eigenschaften				

Tabelle 1: Kompositeinteilung nach Lutz 1983 (Zimmerli *et al.*, 2010)

Hybridkomposite

Heutzutage werden hauptsächlich Hybridkomposite verwendet. Hybridkomposite bestehen aus einer organischen Matrix, Makrofüllern und Mikrofüllern. Die Füllstoffkörper sind 0,5 - 10 μm große Glaspartikel. Der Zusatz von Barium, Strontium oder Ytterbiumtrifluorid verleiht den Kompositen Röntgenopazität (Städler, 2010).

Diese Technologie wird seit 1970 durchgeführt. Durch den Zusatz von Mikrofüllern wird die Langlebigkeit, Polierbarkeit und die Viskosität positiv beeinflusst. Allerdings bestanden zum Teil anfangs noch Probleme durch einen mangelnden Verbund zwischen Makrofüllern und Matrix. Dies hatte einen negativen Einfluss auf die Langlebigkeit. In der heutigen Zeit ist es möglich die Füllstoffkörper klein und gleichmäßig zu gestalten, was zu einer weiteren Unterteilung innerhalb der Hybridkomposite führt (Lutz & Phillips, 1983). Hybridkomposite werden je nach Füllstoffkörpergröße in folgende Unterklassen unterteilt: Feinpartikelhybridkomposite (bis 5 μm), Feinstpartikelhybridkomposite (bis 3 μm) und Submikrometerhybridkomposite (< 1 μm) (Hellwig *et al.*, 2013).

2.1.3 Verbundphase

Für die Einbindung der anorganischen Füllstoffkörper in die organische Matrix muss die hydrophile Füllstoffkörperoberfläche hydrophobisiert werden. Die Bearbeitung der Füllstoffkörperoberfläche nennt man Silanisierung. Ein häufig genutztes Silanisierungsmittel ist das 3-Methacryloxypropyletrimethoxisilan. Dieses Molekül besitzt einen sogenannten Zwittercharakter, da es sowohl organische als auch anorganische Molekülteile besitzt.

Die Silanisierung erfolgt in mehreren Schritten. Zunächst wird durch Hydrolyse das Silan zu Silanol. Das Silanol wird auf die Füllstoffkörperoberfläche aufgetragen. Nach einer Wärmebehandlung kommt es zur Abspaltung von Wasser und es entstehen Sauerstoffbrückenbindungen zwischen dem Silanol und der Füllstoffkörperoberfläche. Methacrylsäurereste an der Füllstoffkörperoberfläche geben einen organischen Charakter und ermöglichen eine Bindung mit den Monomeren aus der organischen Matrix (Eichner & Kappert, 2005).

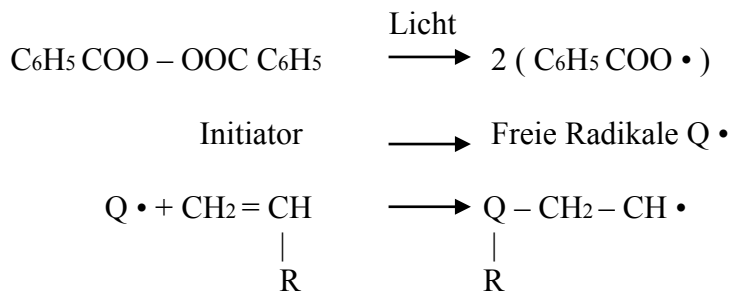
Durch das Einbinden der Füllstoffkörper in die Matrix werden die mechanischen Eigenschaften des Komposits positiv beeinflusst. Die Biegefestigkeit, Druckfestigkeit sowie die Vickershärte werden deutlich erhöht (Hellwig *et al.*, 2013).

2.1.4 Polymerisation

Die Abbindereaktion von Kompositen wird Polymerisation genannt. Bei der Polymerisation werden durch Energiezufuhr (Licht, chemische Reaktion, Wärme) freie Radikale von dem Initiator (Kampferchinon) abgespalten. Damit die freien Radikale an das Methacrylat binden können, werden innerhalb des Moleküls Doppelbindungen geöffnet. Da diese Verbindung einen ungesättigten Charakter hat, binden die Monomere untereinander. Dies ermöglicht die Verknüpfung der einzelnen Moleküle. Aus Monomeren entstehen somit Polymere. Hierbei handelt es sich um eine Additionsreaktion. Je mehr Methacrylatgruppen miteinander reagieren desto geringer ist der Restmonomeranteil (Eichner & Kappert, 2005).

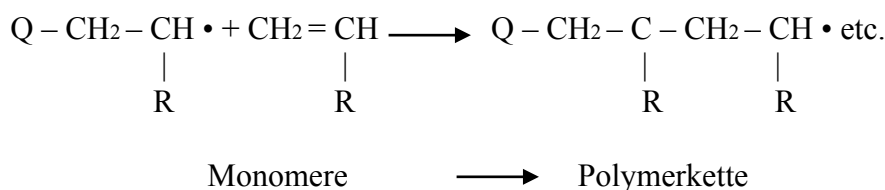
Im Folgenden wird der Ablauf der radikalischen Photopolymerisation kurz dargestellt (Anusavice, 2003).

Startreaktion

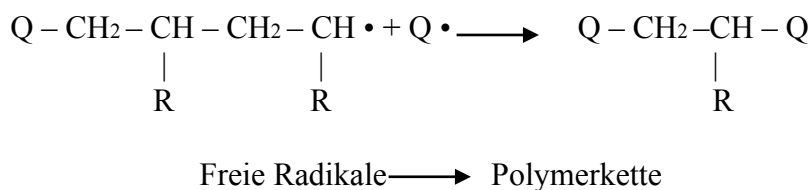


Freie Radikale + Monomer \longrightarrow aktiviertes Monomer

Kettenreaktion



Abbruchreaktion



Bei der Polymerisation konvertiert das Komposit von einer „flüssigen Vorgel-Phase“ über eine „geleeartige Phase“ in die feste „glasige Phase“ (Stansbury, 2012).

Diese Abbindereaktion bewirkt eine Schrumpfung des Komposits von ca 1,7% - 3% (Hellwig *et al.*, 2013), welche den Randschluss und somit die Langlebigkeit der Füllung beeinflussen kann.

2.2 Weitere Füllungswerkstoffe / Chemische Modifikationen von Kompositen

2.2.1 Stopfbare Komposite

In Anlehnung an die Verarbeitung von Amalgam wurden sogenannte stopfbare Komposite generiert. Sie sollen stopfbar und schnitzbar sein (Hellwig *et al.*, 2013). Sie zeichnen sich durch Modifikation der Füllstoffe und einen hohen Füllstoffkörpergehalt aus. Hierdurch erreichen sie eine hohe Viskosität. Stopfbare Komposite wurden ursprünglich zur Vereinfachung der Versorgung von Seitenzahndefekten erfunden. Kleine Kavitäten lassen sich durch die hohe Viskosität nicht gut versorgen (Manhart *et al.*, 2000). Manhart *et al.* konnten in dieser Studie beweisen, dass stopfbare Komposite im Vergleich zu anderen Kompositen widerstandsfähiger sind.

2.2.2 Fließfähige Komposite

Zur Restaurierung kleinerer Kavitäten oder zur Fissurenversiegelung eignen sich fließfähige Komposite. Bei ihnen wurde der Füllstoffgehalt verringert oder die Matrixbestandteile verändert. Dadurch erreichte man eine niedrige Viskosität. Die Indikation zur Verwendung der fließfähigen Komposite ist durch ihre schlechten physikalischen Eigenschaften eingeschränkt. Ihre mechanische Festigkeit ist im Vergleich zu den Hybridkompositen verringert und die Polymerisationsschrumpfung ist höher. Vickershärte, Transparenz und Röntgenopazität sind im Vergleich zu den Feinpartikelhybridkompositen verringert (Hellwig *et al.*, 2013).

2.2.3 Ormocere

Der Begriff Ormocer steht für „organically modified ceramic“. Ormocere setzen sich aus drei Komponenten zusammen. Dabei handelt es sich um organische und anorganische Komponenten und anorganische Polysiloxane. Je nach Verhältnis dieser drei Komponenten zueinander werden die mechanischen, thermischen und optischen Eigenschaften des Ormocers beeinflusst. Die anorganischen Bestandteile der Matrix setzen sich aus Vorpolymerisaten (Glas und keramische Komponenten) zusammen. Diese bestimmen die thermische Expansion und die

chemische Resistenz des Ormocers. Methacrylatgruppen liegen in der Matrix als organischer Bestandteil vor. Sie haben Einfluss auf die Härte und das ästhetische Erscheinungsbild der Ormocerfüllung (Zimmerli *et al.*, 2010). Durch multifunktionelle Silanmoleküle kommt es zur Ausbildung anorganischer-organischer Kopolymere (Manhart *et al.*, 2000). Bei Zufuhr von Energie in Form von Licht beginnen die Methacrylatgruppen sich untereinander zu vernetzen (Polymerisation) und bilden ein dreidimensionales Netz (Zimmerli *et al.*, 2010). Ormocere sollen während der Nutzungsphase Fluoride freisetzen. Die Polymerisationsschrumpfung sowie die Abrasion sollen im Vergleich zu anderen Kompositen geringer sein (Hellwig *et al.*, 2013).

2.2.4 Silorane

Silorane setzen sich aus Oxiranen und Siloxanen zusammen. Oxirane sind reaktionsfreudige, zyklische organische Verbindungen. Durch Polymerisation der Oxirangruppen kommt es zu einer Ausbildung einer Polysiloxanskelettstruktur (Hellwig *et al.*, 2013). Die Polymerisation erfolgt nicht mit Hilfe von Radikalen, sondern mit Kationen. Durch Öffnung der Siloranringe kommt es zu einer Aufklappung des Moleküls (Abb. 4). Daher ist die Schrumpfung bei der Polymerisation im Vergleich zu herkömmlichen Kompositen verringert (Abb. 5) (Joshi & Chitnis, 2008).

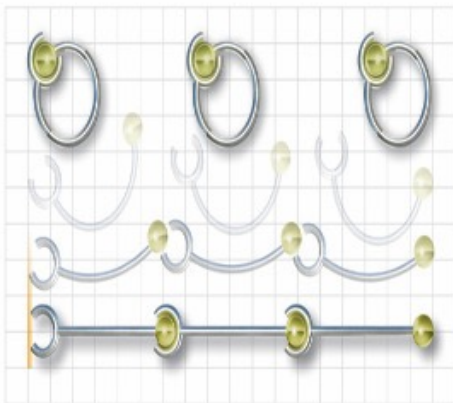


Abb. 4: Silorane (Joshi & Chitnis, 2008)

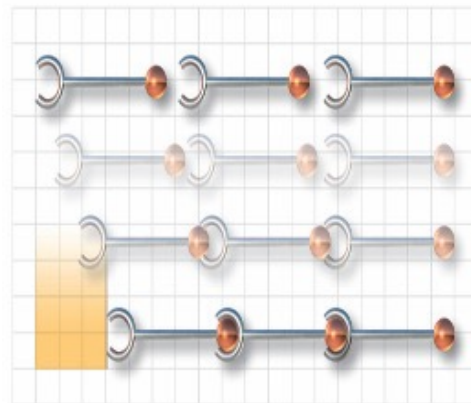


Abb. 5: Methacrylat (Joshi & Chitnis, 2008)

Bei der Polymerisationsreaktion von Siloranen handelt es sich um eine kationische Polymerisation. Für diese Reaktion sind drei Komponenten erforderlich. Es handelt sich hierbei um Kampferchinon, um ein Amin als Elektronendonator und eine dritte Komponente, z.B. Jodoniumsalz. Kampferchinon wird durch Lichtzufuhr angeregt und übernimmt vom Amin ein Elektron. Folgend ist das Amin positiv geladen und spaltet ein Proton vom Jodoniumsalz ab.

Dieses zerfällt daraufhin in ein Kation und ein Anion. Die kationische Polymerisation wird nun durch das Kation initiiert. Silorane bilden keine Sauerstoffinhibitionsschicht aus.

Silorane sind stark hydrophobe Kunststoffe und haben daher die positive Eigenschaft einer geringen Wasseraufnahme. Allerdings bewirkt die stark hydrophobe Eigenschaft eine erschwerte Bindung an das hydrophile Dentin. Aus diesem Grund kommen bei der Füllungstherapie mit Siloranen spezielle Adhäsivsysteme zum Einsatz. Sie setzen sich aus einer hydrophoben Komponente für das Siloran und einer hydrophilen für das Dentin zusammen (Hellwig *et al.*, 2013).

Weitere positive Eigenschaften von Siloranen sind z. B. hohe Biokompatibilität, geringe Mutagenität und ein vergleichbares E-Modul und Biegefestigkeit wie methacrylatbasierte Komposite (Eick *et al.*, 2007).

Silorane weisen eine geringe Röntgenopazität auf und sind aufgrund der eingeschränkten Farbgebung nicht für den Frontzahnbereich geeignet (Hellwig *et al.*, 2013).

2.2.5 Kompomere

Kompomer ist ein Füllungsmaterial, welches durch die Kombination der beiden Restaurationsmaterialien Komposit und Glasionomerzement entsteht. Der Name setzt sich aus Teilen der beiden Wörter zusammen. Sie sollen die positiven Eigenschaften von Kompositen und Glasionomerzementen vereinen: die Fluoridabgabe und die leichte Verarbeitbarkeit von Glasionomerzementen mit der guten Ästhetik und Widerstandsfähigkeit von Kompositen (Zimmerli *et al.*, 2010).

Glasionomerzemente bestehen aus zwei Hauptkomponenten. Dabei handelt es sich um Fluoroaluminiumsilicatglas und Polyacrylsäure. Diese Komponenten liegen als Pulver und Flüssigkeit vor. Sie reagieren erst nach Kontakt miteinander in einer Säure-Base-Reaktion. Glasionomerzemente haften chemisch an der Zahnoberfläche, sind biokompatibel und geben im Laufe der Zeit Fluoride ab (Shiozawa *et al.*, 2014).

Komposite härten nach Energiezufuhr aus. Kompomere haben die gleiche Eigenschaft. Mit Hilfe eines Adhäsivsystems wird die Interaktionszone des Kompomers mit der Zahnoberfläche hergestellt. Die Matrix besteht aus UDMA versetzt mit 0,2 µm - 10 µm großen Fluoridsilikatglaspartikeln als Füllstoffkörper (Zimmerli *et al.*, 2010). Nach Zimmerli *et al.* sind Kompomere weniger abrasionsstabil als Komposite und eignen sich daher weniger für größere Seitenzahnrestorationen im Gebiss der 2. Dentition. Kompomere werden vorrangig in Gebieten mit geringer Kaubelastung und in der Kinderzahnheilkunde eingesetzt. Dionysopoulos *et al.* konnte in einer Studie beweisen, dass nach Insertion einer Kompomerfüllung die

Fluoridabgabe am ersten Tag am höchsten ist. Sie nimmt danach drastisch ab und stagniert bei einem geringen Level bis zu 89 Tage nach Insertion. Daher kann Kompomeren eine kariespräventive Wirkung nachgesagt werden (Dionysopoulos *et al.*, 2013).

Kompomere enthalten im ungebundenen Zustand kein Wasser. Vor und während der Polymerisation muss das Kompomer vor Wasser geschützt werden. Erst nach der Abbindereaktion kommt es durch Kontakt mit Wasser aus dem Speichel zur Wasseraufnahme. Dies ermöglicht die Säure-Base-Reaktion, welche zur Fluoridfreisetzung führt. Durch die Wasseraufnahme kommt es zum leichten Aufquellen der Füllung (Hellwig *et al.*, 2013).

2.3 Verschleiß dentaler Komposite

Dentale Komposite sind in der Mundhöhle den unterschiedlichsten Einflüssen ausgesetzt. Es handelt sich dabei um thermische, chemische und mechanische Belastungen. Verschleiß ist daher ein multifaktoriell bedingter Vorgang (Johnsen *et al.*, 2011). Die Verschleißerscheinungen können in Erosion, Abrasion und Attrition unterschieden werden.

Mair *et al.* beschrieben 1996 Verschleiß als Verlust von Substanz aufgrund von Kontakten zweier Oberflächen miteinander (Heintze *et al.*, 2005b; Mair *et al.*, 1996). Erklärt wird dies durch die tribologischen Effekte. Abhängig von der Struktur der Oberflächen und den Bedingungen bei der Interaktion wird die Abgleitung der beiden Oberflächen bestimmt (Turssi *et al.*, 2003).

Kauen ist die primäre Funktion der Zähne und verursacht den größten Verschleiß der Zahnhartsubstanz und der eingebrachten restaurativen Materialien (Zhou & Zheng, 2008). Brunthaler *et al.* untersuchten in einem Review Studien zur Langlebigkeit dentaler Komposite im Seitenzahnbereich für den Zeitraum von 1996 bis 2002. Er stellte fest, dass die Fehlerrate von Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich zwischen 0% und 45% lag. In den ersten 5 Jahren waren die häufigsten Gründe für eine Erneuerung einer Kompositfüllung Frakturen gefolgt von Sekundärkaries. Nach 6 bis 17 Jahren *in situ* zeigte sich Sekundärkaries als häufigster Grund für Füllungsversagen (Brunthaler *et al.*, 2003).

Da Menschen heutzutage ihre Zähne im Durchschnitt länger behalten, wird intraoraler Verschleiß von Zähnen und Füllungsmaterialien zu einem immer wichtigerem Thema in der Forschung (Mair *et al.*, 1996).

In vivo Untersuchungen dentaler Materialien haben sich, bezüglich des Verschleißes, mehrfach als zeitaufwendig und schwierig durchführbar erwiesen. *In vivo* ist es nahezu unmöglich das Verschleißverhalten aufgrund eines isolierten Faktors zu untersuchen. Es handelt sich

immer um ein multifaktorielles Geschehen. Außerdem ist es sehr schwierig wichtige Variablen wie z.B. Kauzyklenanzahl oder Kaukraft zu kontrollieren (Zhou & Zheng, 2008).

Bei *in situ* Untersuchungen werden Probekörper, z.B. mit Hilfe einer Schiene in den Mund eingebracht und nach einem gewissen Zeitraum wieder entfernt und untersucht. Während der Testphase sind die Probekörper der oralen Mundflora ausgesetzt. Die äußeren Rahmenbedingungen werden vorher für den Testzeitraum festgelegt. Hierdurch erhält man einen gewissen Grad an Standardisierung für eine Testreihe. Die *in situ*-Methode ist ein Kompromiss zwischen *in vivo* und *in vitro*, da sie kontrollierbarer durchgeführt werden kann und gleichzeitig das orale Milieu mit einbezieht (Zhou & Zheng, 2008).

Die Entwicklung von Thermowechselbädern, Kausimulatoren und sensiblen Auswertungsverfahren soll einen möglichst naturgetreuen Verschleiß dentaler Komposite simulieren und erfassen. Nichtsdestotrotz ist die Mundhöhle ein sehr komplexes System mit den unterschiedlichsten Einflüssen (Zhou & Zheng, 2008).

2.3.1 Adhäsiver Verschleiß

Zum sogenannten adhäsiven Verschleiß kommt es, wenn zwei Oberflächen aufeinandertreffen und es durch Oberflächenrauheiten der einen Oberfläche zum Abtrag von Volumen am Antagonisten kommt (Abb.6) (Mair *et al.*, 1996). Das abgetragene Volumen wird an die raue Oberfläche des Agonisten durch Friktion adaptiert (Jain *et al.*, 2009).

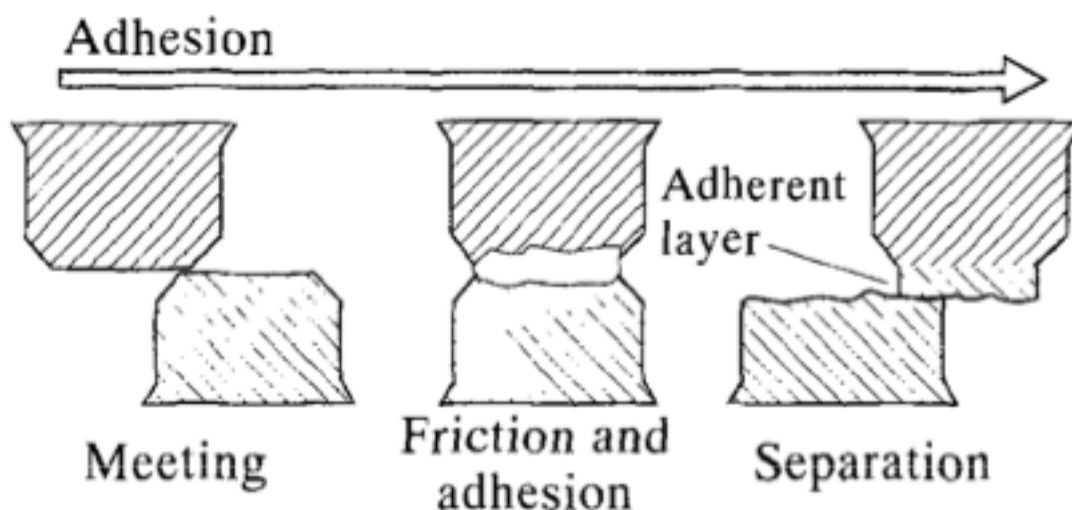


Abb. 6: Schematische Darstellung des adhäsiven Verschleißes (Mair *et al.*, 1996)

2.3.2 Abrasion

Abrasion ist die häufigste Verschleißart, welcher dentale Komposite ausgesetzt sind (Yesil *et al.*, 2008). Dabei handelt es sich um einen Substanzabtrag durch den Kontakt zweier Oberflächen (Abb. 7). Man unterscheidet die Zwei-Medien Abrasion von der Drei-Medien Abrasion. Die Zwei-Phasen Abrasion beschreibt den Verschleiß, verursacht durch zwei Oberflächen, die direkt aufeinander treffen. Bei der Drei-Medien Abrasion kommt noch ein drittes Medium, in Form von z.B. Nahrung hinzu. Abhängig von der Lage der Oberfläche kann grob die Art der Abrasion eingeteilt werden. Klasse III und V Restaurationen werden vor allem durch die tägliche Mundpflege mit der Zahnbürste abradier. Okklusale Flächen sind beim Zubeißen im Kontakt mit dem Antagonisten oder es kommt zur Drei-Medien Abrasion durch den Nahrungsbolus (Sulong & Aziz, 1990).

Die Abrasionsrate kann durch vorhergegangene Erosion erhöht werden. Hierbei kommt es durch Zufuhr von Gasen oder Flüssigkeiten zu einem Aufweichen der Oberfläche und dies bewirkt einen zusätzlichen Substanzabtrag (Mair *et al.*, 1996).

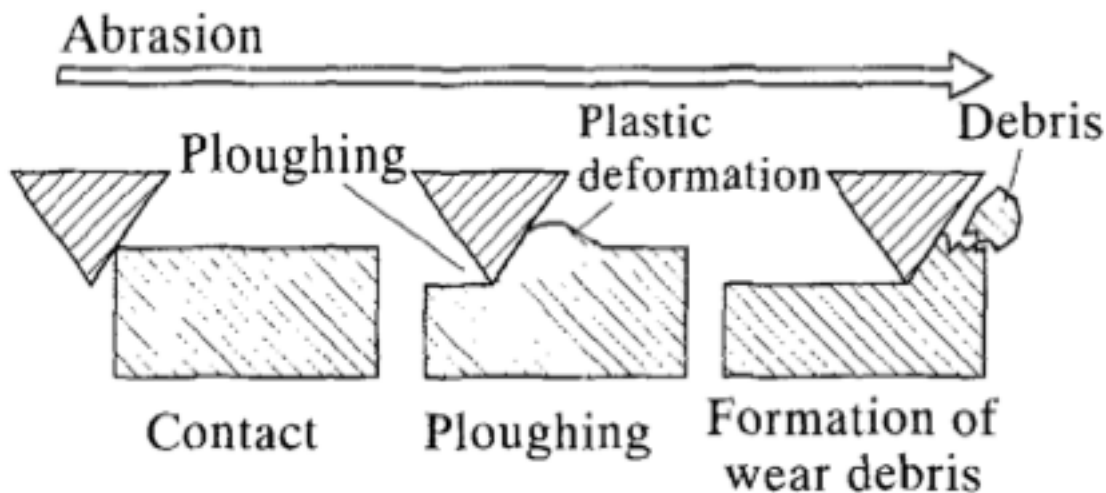


Abb. 7: Schematische Darstellung der Abrasion (Mair *et al.*, 1996)

2.3.3 Attrition

Beim häufigen Kontakt zweier Oberflächen aufeinander entwickeln sich mit der Zeit eine Spannungszone und eine Kompressionszone. Dies führt zu einer plastischen Verformung, welche innerhalb der Substanz Mikrorisse hervorrufen kann. Durch eine hohe Belastungsfrequenz kann es zur Ausdehnung dieser Mikrorisse bis in die Oberfläche kommen. Bei ungünstigem Verlauf der Risse kann es anschließend zum Herausbrechen von Substanz an der Oberfläche kommen (Abb. 8) (Jain *et al.*, 2009; Mair *et al.*, 1996).

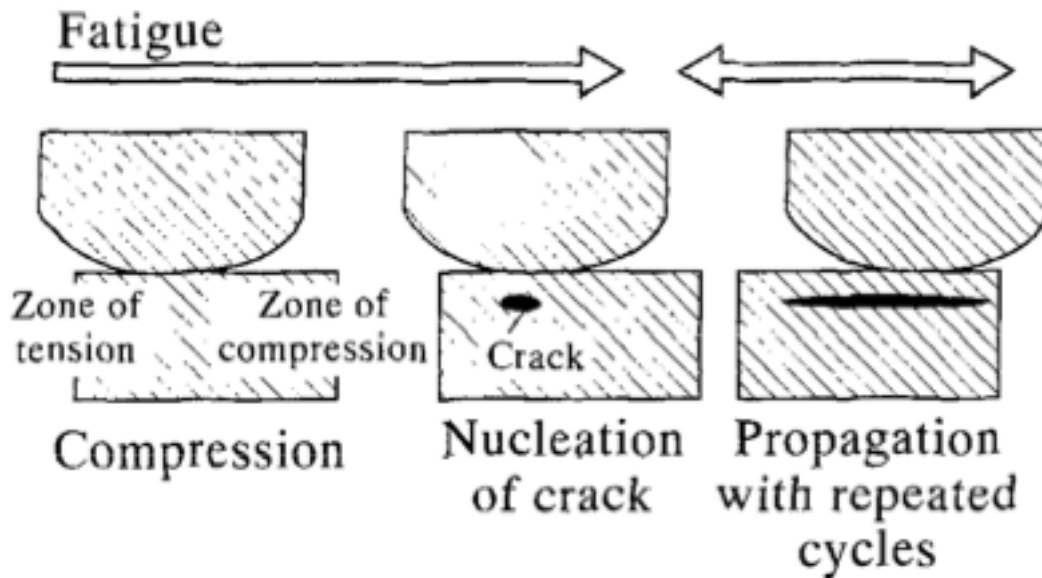


Abb. 8: Schematische Darstellung der Attrition (Mair *et al.*, 1996)

2.3.4 Erosion

Speichel hat einen pH-Wert von 7. Durch saure Nahrungsmittel wie Softdrinks kann ein pH-Abfall auf pH 3 verursacht werden. Magensäure mit einem pH-Wert von 1,2 kann durch Reflux oder aufgrund von Erkrankungen wie Bulimie in die Mundhöhle gelangen. Die niedrigen pH-Werte verursachen chemische Reaktionen auf der Zahn-/ Kompositoberfläche (Lewis & Dwyer-Joyce, 2005). Chemische Reaktionen können eine weiche oberflächliche Schicht hervorrufen, die leicht entfernbar ist. Erfolgt ein häufiger pH-Abfall in der Mundhöhle kann es durch diesen Vorgang zu einem sichtbaren Volumenverlust kommen.

Die Erosion ist oft mit der Abrasion assoziiert (Mair *et al.*, 1996). Die Oberflächenrauheit wird durch Erosion oft höher, da zum Teil komplette Partikel aus der Oberfläche herausgelöst werden (Sulong & Aziz, 1990).

2.4 In vitro Untersuchung zu Verschleiß von dentalen Kompositen

2.4.1 Kausimulatoren

Kausimulatoren sollen die klinische Abnutzung von Materialien simulieren (Rues *et al.*, 2011). Dies soll das Testen von Verschleißerscheinungen an Zähnen, Kronen, Brücken oder Füllungsmaterialien ermöglichen. Die Kaukraft eines Menschen variiert zwischen 20 und 120 N (Heintze, 2006). Die Kausimulatoren sollten möglichst realitätsnah Bewegungsabläufe nachahmen können. Laut Heintze beträgt die maximale vertikale Bewegungslänge 16-20 mm. Die Kontaktdauer zwischen den Zähnen soll bei 400 - 600 ms pro Kauzyklus liegen. Die durchschnittliche Bewegung nach lateral soll 0,18 - 0,3 mm betragen (Heintze, 2006). Werden

alle Zahn-Zahn-Kontaktzeiten der Kauvorgänge eines Tages addiert, kommt man auf zirka 15 bis 30 Minuten pro Tag (Lewis & Dwyer-Joyce, 2005). Mair *et al.* unterteilte den Kauvorgang in zwei Phasen. Die erste Phase wurde „Offene Phase“ genannt. Die Zähne werden initial in einer schnellen Bewegung von einer offenen Position in Kontakt gebracht. In der „Geschlossenen“ zweiten Phase wird Druck auf die Nahrung ausgeübt und eine laterale Bewegung zum Zerkleinern der Nahrung durchgeführt (Mair *et al.*, 1996).

Kausimulatoren ermöglichen eine Vielzahl von Konditionen für Abrasionsuntersuchungen. Um reproduzierbare und standardisierte Ergebnisse zu erhalten, müssen feste Untersuchungsparameter vor jeder Testreihe festgelegt werden (Lewis & Dwyer-Joyce, 2005; Rues *et al.*, 2011).

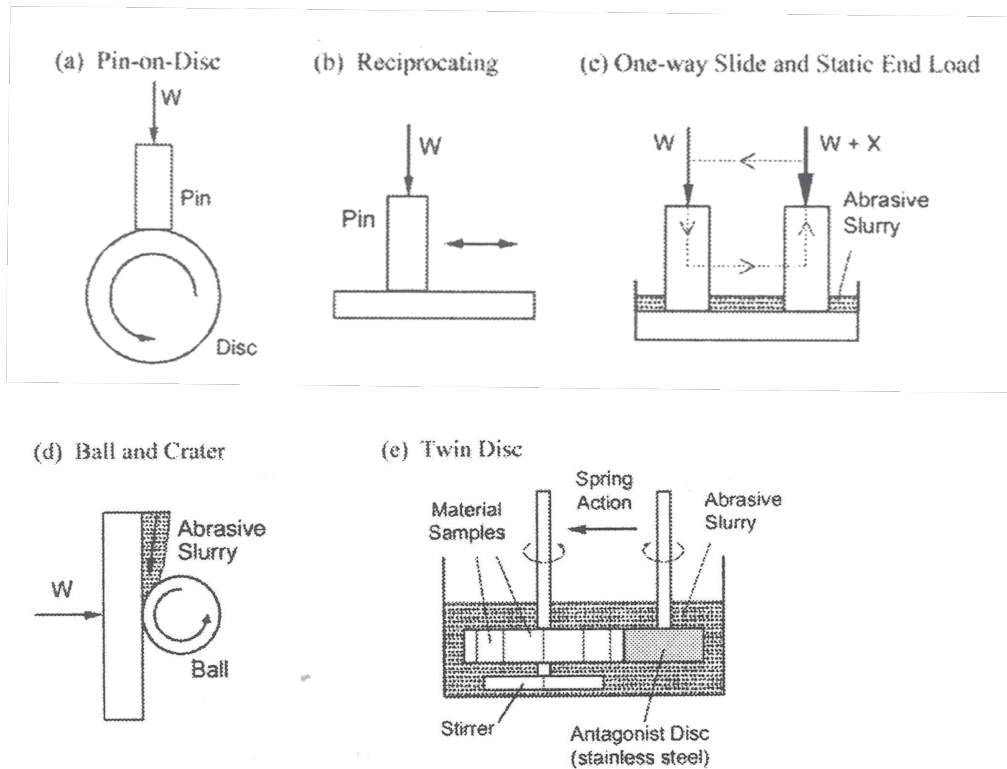


Abb. 9: Aufbau von Verschleißversuchen (Lewis & Dwyer-Joyce, 2005)

Intraorale Oberflächen, wie z.B. Zähne oder Füllungen, sind ständigen Kontakten zu antagonistischen Flächen ausgesetzt. Die komplexe Interaktion zweier Flächen beim Kauen beinhaltet sowohl vertikale Belastungen sowie eine horizontale Verschiebung der Flächen zueinander unter Kontakt (Zhou & Zheng, 2008). Die Zwei-Medien Abrasion konzentriert sich auf diese Kontakte und Interaktionen zweier antagonistischer Flächen. Hierbei werden alle äußeren Faktoren ausgeblendet.

Dieses Vorgehen ermöglicht das reine Verschleißverhalten von z.B. restaurativen Materialien, wie Kompositen zu testen und miteinander zu vergleichen (Wassell *et al.*, 1994).

In Abb. 9 werden unter (a) und (b) Funktionsweisen von Kausimulatoren für Zwei-Medien Abrasion vorgestellt. Das Pin-on-Disc System (Abb. 9 (a)) ist laut Lewis und Dwyer-Joyce die einfachste Möglichkeit Gleitvorgänge zweier Flächen zu simulieren. Unter (b) wird der Mechanismus einer reziproken Gleitbewegung dargestellt. Nach dem Auftreffen des Antagonisten auf die Probe wird eine Seitwärtsbewegung mit einer definierten Länge unter Kontakt durchgeführt. Anschließend gleitet der Antagonist in derselben Spur wieder zurück. In der primären Kontaktposition hebt der Antagonist wieder ab (Lewis & Dwyer-Joyce, 2005).

Da die Bedingungen bei jedem Kausimulator unterschiedlich sind, können die Ergebnisse von Abrasionsversuchen meistens nicht miteinander verglichen werden (Zhou & Zheng, 2008). Für Abrasionsversuche stehen mehrere mögliche Antagonisten zur Verfügung. Je nach Versuchsaufbau kann man zwischen Metall, Hydroxylapatit, Rinderzähnen, extrahierten humanen Zähnen (Krejci *et al.*, 1999) oder Steatitkugeln (Wassell *et al.*, 1994) wählen.

Die Entwicklung der Drei-Medien Abrasion soll den Kauvorgang optimal nachstellen. Zusätzlich zu dem zyklischen Kontakt zweier antagonistischer Flächen aufeinander, wird ein abrasiver Bolusersatz hinzugefügt (Zhou & Zheng, 2008). Drei-Medien Abrasionsversuche können z.B. mit Zahnpasta, PMMA Partikeln oder mit einem Hirse-Mohn-Gemisch durchgeführt werden (Krejci *et al.*, 1999).

Mechanismen der Drei-Medien Abrasion werden unter Abb. 9 (c), (d) und (e) beschrieben. Der „One-way Slide and Static End Load“ (c) Bewegungsablauf erklärt sich bereits über den Namen. Die Kontaktdauer des Antagonisten zur Probe besteht nur solange bis die Seitwärtsbewegung in eine Richtung erfolgt ist. Am Ende der Seitwärtsbewegung wird der Antagonist von der Probe abgehoben und gleitet ohne Kontakt in die ursprüngliche Position zurück um einen neuen Zyklus zu starten. Die Probe befindet sich dauerhaft in einem abrasiven Bolusersatz. Unter (d) ist der Antagonist ein Rad. Der Bolusersatz wird direkt an die Kontaktfläche des Rads zur Probe appliziert. Laut Mayworm *et al.* wird dieser Versuchsaufbau für Mikroabrasionstests verwendet (Mayworm *et al.*, 2008).

De Gee und Pallav verglichen 1994 klinisches Abrasionsverhalten und die Ergebnisse mehrerer Kausimulatorversuche mit einer sogenannten ACTA-Maschine. Die Abkürzung ACTA steht für „Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam“. Der ACTA-Kausimulator arbeitet nach dem „Twin Disc“ Prinzip. Im „Twin Disc“ System sind sowohl Probe als auch Antagonist Räder, die gegeneinander rotieren. Beide befinden sich durchgehend in einem Gefäß, gefüllt mit abrasivem Bolusersatz. Zusätzlich wird ein Rührwerk installiert, sodass der

Brei stetig in Bewegung bleibt. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die Kausimulation dem klinischen Kauvorgang sehr ähnlich sei (de Gee & Pallav, 1994).

2.5 Ziel der Arbeit / Fragestellung

Komposite werden heutzutage vielseitig im Front- und Seitenzahnbereich eingesetzt. Der hohe Anspruch an Qualität und Langlebigkeit solcher Restaurationen setzt eine optimale Abrasionsbeständigkeit des Füllungsmaterials voraus.

Das Ziel der folgenden Arbeit war das Abrasionsverhalten von experimentellen Kompositen in Bezug auf die Füllstoffart und Füllstoffkörpergröße zu untersuchen. Die künstliche Alterung wurde mit Hilfe eines Thermowechselbades und eines Kausimulators simuliert.

3 Material und Methode

Zur Durchführung dieser Untersuchung wurden experimentelle Komposite verwendet, welche von der Firma Heraeus Kulzer (Wehrheim, Deutschland) hergestellt und zur Verfügung gestellt wurden.

Die verwendeten experimentellen Komposite unterschieden sich in der Zusammensetzung ihrer Füllstoffkörper. Die Testkunststoffe ExcomD0,18 bis ExcomD5 beinhalteten Dentalglasfüllstoffkörper in einer mittleren Füllstoffkorngröße von 0,18 μm bis 5 μm . ExcomF0,85 und ExcomF2 beinhalteten Feldspat in einer Größe von 0,8 μm und 2 μm und ExcomP20 und ExcomP30 setzten sich zusammen aus Präpolymerisaten in der Korngröße 20 μm und 30 μm . Die Angaben zur mittleren Korngröße werden unterteilt in NF für Nanofine, UF für Ultrafine und K für Körnung.

Die Silanisierung erfolgte bei allen experimentellen Kompositen mit 3-Methacryloxypropylsilanol. Die Matrix war bei allen Testkompositen identisch mit einer Zusammensetzung von 70% BisGMA und 30% TEGDMA. Die Testkomposite wurden nach Herstellerangaben bis zur Verarbeitung in lichtundurchlässigen, verschraubbaren Behältern gelagert.

In Tabelle 2 sind alle verwendeten Komposite mit deren Zusammensetzung dargestellt.

Komposit	Material	Gew. %
ExcomD0,18	Monomermatrix	30
	Dentalglas NF 180 sil 13%	70
ExcomD0,4	Monomermatrix	30
	Dentalglas UF 0,4	70
ExcomD0,7	Monomermatrix	30
	Dentalglas UF 0.7	70
ExcomD0,85	Monomermatrix	30
	Dentalglas UF 0.85 sil 6%	70
ExcomD1	Monomermatrix	30
	Dentalglas UF 1.0	70
ExcomD1,5	Monomermatrix	30
	Dentalglas UF 1.5 sil 2,3%	70
ExcomD5	Monomermatrix	30
	Dentalglas K 5 sil 0,5%	70
ExcomF0,8	Monomermatrix	30
	Feldspat 0,8	70
ExcomF2	Monomermatrix	30
	Feldspat 2,0	70
ExcomP20	Monomermatrix	30
	Estic-Microfill Splitter 20	70
ExcomP30	Monomermatrix	30
	Splitter LC 30	70

Tabelle 2: Zusammensetzung der experimentellen Komposite

3.1 Herstellung der Proben

Zur Herstellung der Prüfkörper wurden Probeteller aus Aluminium (Art.-Nr.: 10021, Robitec, Usingen, Deutschland) verwendet (Abb. 10 (A)). In einer zentralen Vertiefung mit einem Durchmesser von 9 mm und einer Tiefe von 2 mm wurde das Testkomposit direkt appliziert. Ein Sockel aus Polysiloxan-Präzisionsabformmaterial (Optosil Comfort Putty, LOT 410475, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) verlieh dem Probeteller stabilen Halt (Abb. 10 (B)). Nach der Probenanfertigung wurden die Proben aus dem Sockel entfernt, so dass der Sockel weiterverwendet werden konnte. Die Herstellung der Proben wird im Folgenden im Detail beschrieben.

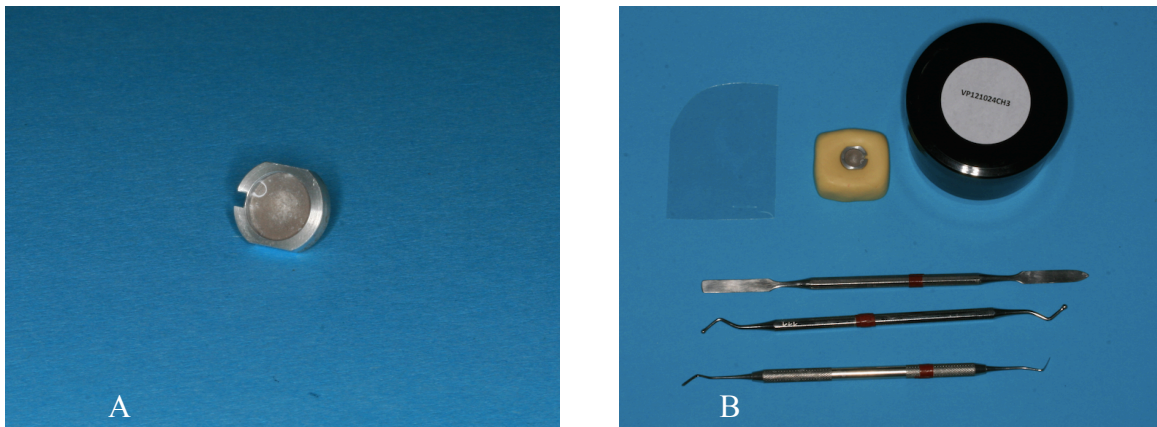


Abb. 10: (A) Probeteller aus Aluminium; (B) oben links Kunststoffolie, Polysiloxansockel mit Probeteller, lichtundurchlässiger Behälter mit Testkomposit; Instrumente von oben nach unten: Füllspatel, Kugelstopfer, Heidemannspatel

Die Probeteller wurden zunächst mit dem Abstrahlgerät (Typ 5423, Snr. 5601416, Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Leutkirch im Allgäu, Deutschland) mit Edelkorund 250 µm innen abgestrahlt. Dies sollte die Haftung des Testkomposits am Probeteller verbessern. Anschließend wurden die Probeteller mit Hilfe eines Zementspatels (DF161R, Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) blasenfrei mit Testkomposit befüllt (Abb. 11 (A)).

Nach sorgfältiger Adaptation mit einem Heidemannspatel (CVIPC, Hu Friedy / PFI A66, Hu Friedy, Rotterdam, Niederlande) und Kugelstopfer (DE109R, Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) wurde das Testkomposit mit einer Kunststoffolie (zurechtgeschnittene Eyewear Replacement Lenses, Kimberly-Clark, Roswell, USA) glatt gestrichen (Abb. 11 (B)).

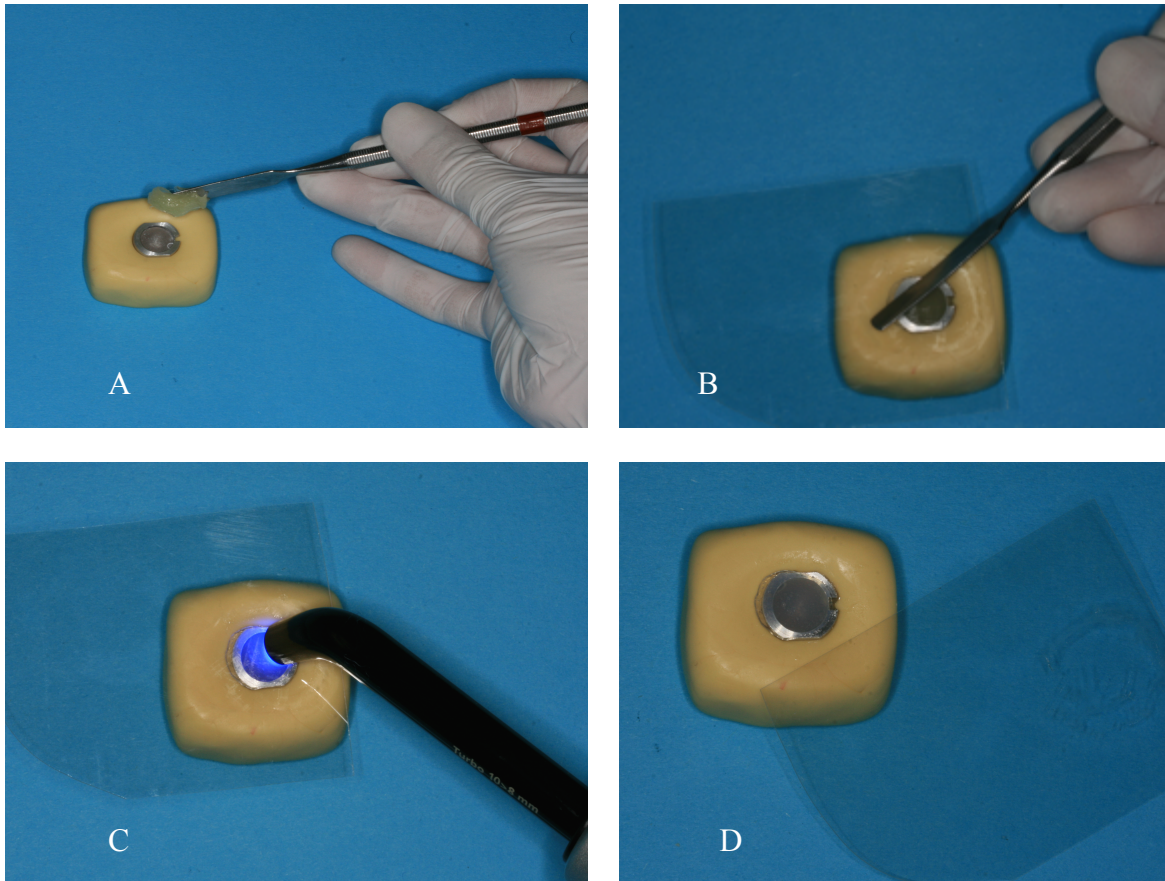


Abb.11: Probenherstellung (A) Applikation des experimentellen Komposits mittels Zementspatel auf den Probeteller, Probeteller fixiert im Polysiloxansockel; (B) Adaptation der Kunststofffolie mit Hilfe eines Zementspatels; (C) 4 x 20 sec quadrantenweise lichthärten; (D) abziehen der Kunststofffolie

Durch die Folie wurden die Probekörper 4 x 20 s quadrantenweise lichtgehärtet (Ivoclar Vivadent, Bluephase 20i, Soft-Modus 0-5 sec 650 mW/cm^2 5-20 s 1200 mW/cm^2 , Ellwangen, Deutschland) (Abb.11 (C)). Anschließend wurde die Folie abgezogen (Abb. 11 (D)) und die Oberfläche der Probe an der Poliermaschine (Gripo®, Mekton Instruments, Türkei) mittels SiC Papier (SiC-Grinding paper, Struers, Willich, Deutschland) zunächst mit 1000 Grit und anschließend mit 4000 Grit poliert. Bis zur weiteren Verarbeitung wurde der Prüfkörper im Dunkeln gelagert.

3.2 Herstellung des Antagonisten

Als Antagonist diente eine Kugel aus Aluminiumoxid (Präzisionskugel 99,7/D4/762 von Friatec AG Division Keramik, Artikelnr.: F610-84476-3) (Abb. 12). Die Aluminiumoxidkugel wurde in Kunststoff (Dyract A3, Dentsply, York, USA) bis zum Äquator eingebettet und anschließend lichtgehärtet (Ivoclar Vivadent, Bluephase 20i, Soft-Modus, Ellwan-

gen, Deutschland) (Abb. 13). Hierdurch wurde eine stabile Lage erzeugt und somit eine Rotation der Kugel vermieden.



Abb. 12: Aluminiumoxidkugeln

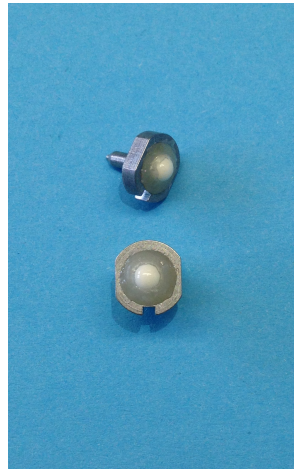


Abb. 13: fertig hergestellte Antagonisten

3.3 Thermowechselbelastung

Die Proben wurden zunächst einer Thermowechselbelastung (TWB) ausgesetzt (Thermocycler Willytec® V. 2.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) (Abb. 14). Dadurch sollten die unterschiedlichen Temperaturschwankungen in der Mundhöhle simuliert werden.

Die Proben wurden dafür abwechselnd für 30 Sekunden (s) in zwei Bäder getaucht. Das eine Bad hatte eine Temperatur von 5 °C und das andere 55 °C. Es wurden 5000 Zyklen vollzogen. Die Abtropfphase dauerte 10 s.



Abb. 14: Thermocycler Willytec® V. 2.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland

3.4 Mechanische Belastung

Im Anschluss an die Thermowechselbelastung wurden die Proben im Kausimulator (Willytec®, Version 4.1.1, SD Mechatronik GmbH München, Deutschland) mechanisch belastet. Es handelt sich hierbei um einen Zwei-Achsen Kausimulator, welcher die vertikale mit der horizontalen Bewegung kombinieren kann.

Dämpfer (Feder-Dämpfer-Elemente, Universitätsklinikum Heidelberg, Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Heidelberg, Deutschland) dienten zur Abdämpfung des Aufpralls des Antagonisten auf die Probe. Dies sollte ein Abheben des Antagonisten von der Probe verhindern. Es wurden Metall-Gummipuffer (Mädler, Art.-Nr.: 685 580 00) mit einem Durchmesser von 15 mm und einer Höhe von 20 mm eingesetzt. Die mittlere Federrate betrug 43 N/mm bei Druckbeanspruchung und 12 N/mm bei Schubbeanspruchung bei einem Eigengewicht von 6 g.

Die Feder-Dämpfer-Elemente wurden zwischen die Traverse und den Antagonisten montiert. Es befand sich eine Halterung für den Antagonisten direkt an dem Feder-Dämpfer-Element (Abb. 15).

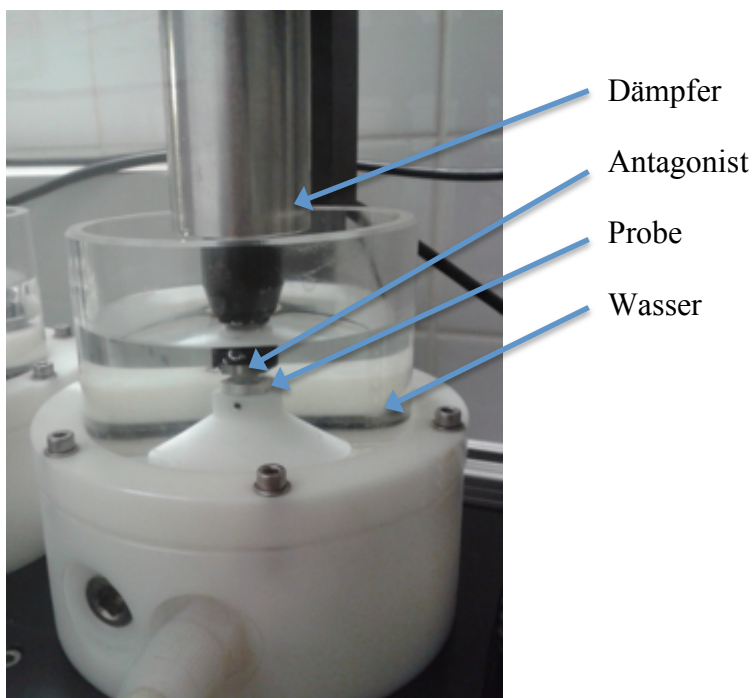


Abb. 15: Eine von 8 Kammern im Kausimulator

Der Kausimulator bestand aus 8 gleichen Kammern. Alle Kammern wurden mit destilliertem Wasser befüllt.

Der Kauzyklus (KZ) setzte sich in dieser Studie aus vier Phasen zusammen. Zunächst kam es zur vertikalen Krafteinwirkung (Abb. 16 (1)), dann zur horizontalen Verschiebung um 0,8 mm (Abb. 16 (2)). Anschließend erfolgt die Separation der Probe vom Antagonisten (Abb. 16 (3)) und Rückbewegung der Traverse in die Ausgangsposition (Abb. 16 (4)). Dieser Zyklus wurde insgesamt 200.000 Mal wiederholt.

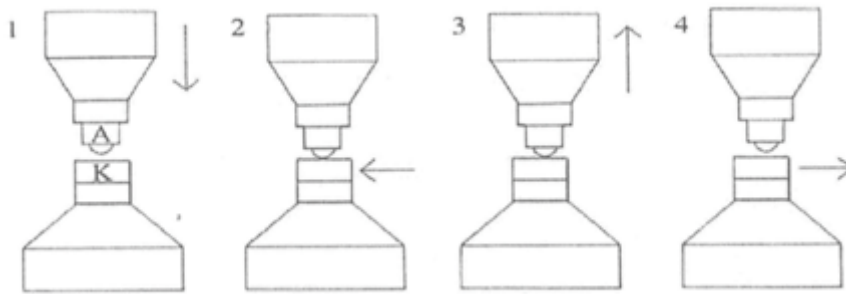


Abb. 16: 4 Phasen eines Kauzyklus (“Bedienungsanleitung Kausimulator SD Mechatronik,” n.d.)

Die 200.000 KZ wurden unter der Verwendung von folgenden Parametern durchgeführt:

- 5 kg Gewicht
- Hubhöhe (z) 5 mm
- Hubtiefe (x) 0,8 mm
- Geschwindigkeit:
 - Abwärts 20 mm/s
 - Horizontal hin 30 mm/s
 - Horizontal zurück 50 mm/s
 - Aufwärts 50 mm/s

3.5 Auswertung der Proben

Mit Hilfe des FRT MicroProf (Fries Research & Technologie GmbH, Art. Nr. MPR 10099, Bergisch Gladbach, Deutschland) wurde der Volumenabtrag und der tiefste Punkt nach 50.000 KZ, 100.000 KZ und 200.000 KZ ermittelt. Hierfür wurden die Proben mit einer Auflösung von 10 μm und einem Messbereich von 2,5 x 4 mm einer konfokalen Abstandsmessung unterzogen. Hierzu wurde ein Sensor mit einem Scanbereich von 310 μm eingesetzt. Anschließend konnte mit der Software MarkIII (Fries Research & Technologie GmbH, Art. Nr. MPR 10099, Bergisch Gladbach, Deutschland) der Volumenabtrag und der tiefste Punkt ermittelt werden.

Die Oberfläche wurde zusätzlich im XL 30 ESEM FEI 200 Rasterelektronenmikroskop (REM) (FEI Company, Eindhoven, Niederlande) untersucht.

3.5.1 Funktionsweise des FRT MicroProf

Das FRT MicroProf ist ein Oberflächen Topographie- und Rauheits-Messgerät. Das FRT MicroProf funktioniert nach dem Prinzip der chromatischen Aberration. Eine LED-Lichtquelle sendet weißes Licht mit einer ausgeprägten chromatischen Aberration auf die Oberfläche des Prüfkörpers. Je nach Abstand der Prüfkörperoberfläche wird das Licht mit unterschiedlichen Wellenlängen reflektiert. Die Reflektionen werden vom Sensor aufgenommen und verarbeitet. Aus den so gewonnenen Daten wird ein Diagramm generiert. Ein Peak entsteht durch viel reflektiertes Licht einer bestimmten Wellenlänge. Mithilfe dieser Peaks wird der Abstand zur Probe gemessen (Abb. 17). Die Darstellung der Probenoberfläche wird durch dieses Verfahren ermöglicht.

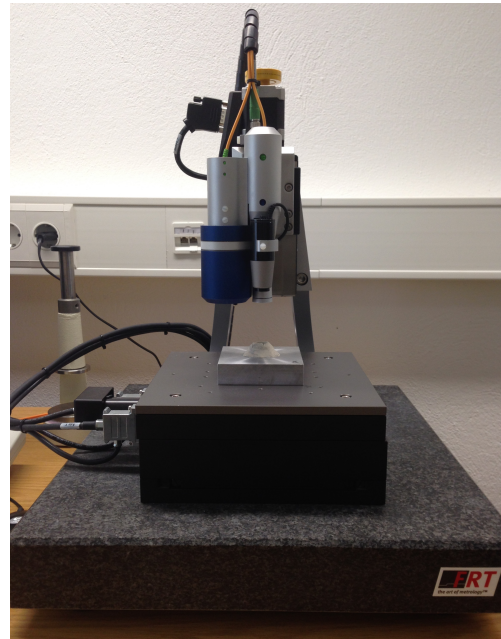
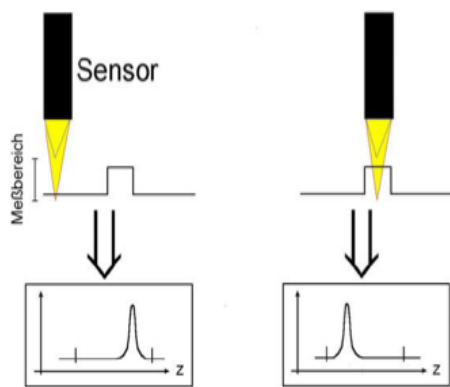


Abb. 17: links: Messverfahren beim optischen Sensor. Je nachdem, welche Farbe des Lichtes auf der Oberfläche im Fokus liegt, ergeben sich unterschiedliche Messwerte im Spektrometer (“Bedienungsanleitung FRT MicroProf,” 2009); rechts: FRT Scanner

3.5.2 Dokumentation des Scanvorgangs

Nach dem Starten des Programms Acquire (Fries Research & Technologie GmbH, Art. Nr. MPR 10099, Bergisch Gladbach, Deutschland) wurde nach zirka 15 Minuten eine Dunkelkorrektur durchgeführt. Die Dunkelkorrektur ermöglicht das Ausblenden des seitlichen Streulicht-

tes, welches die Messung ansonsten beeinflussen könnte. Durch eine Referenzfahrt in x,y und z Ebene zentrierten sich der Messtisch und der Sensor.

Anschließend wurde die Probe direkt unter dem 310 µm Sensor positioniert. Durch Feinjustierung in der z-Ebene wurde der Abstand zur Probe bei ca 250 µm eingestellt. Dieser Messabstand ermöglichte die optimale Erfassung der Abrasionsspur in der Probe. Mit einer Auflösung von 10 µm wurde ein Messfeld von 4 x 2 mm gescannt.

3.5.3 Volumenberechnung

Nachdem die Proben im FRT MicroProf gescannt wurden, konnten sie im Mark III Programm ausgewertet werden. Es wurden zwei Parameter ermittelt. Zunächst wurde der Volumenabtrag und anschließend der tiefste Punkt der Abrasionsspur ermittelt.

Nachdem der gewünschte Scan im MarkIII geöffnet wurde (Abb. 18), bestand die Option alle ungültigen Daten durch eine Filterfunktion zu entfernen (Abb. 19).

Bei „ungültigen“ Daten handelte es sich um Bereiche der Probe, die außerhalb des vertikalen Scannbereiches des Sensors lagen. Dabei handelte es sich häufig um Blasen oder andere tiefere Unebenheiten. Sie wurden auf einem gescannten Bild blau angezeigt. Das Programm berechnete hierfür den arithmetischen Mittelwert jedes Punktes mit seinem jeweiligen Nachbarn. Der ungültige Datenbereich wurde anschließend automatisch isoliert und die Nachbarpunkte miteinander verbunden (Bedienungsanleitung FRT MicroProf, 2009).

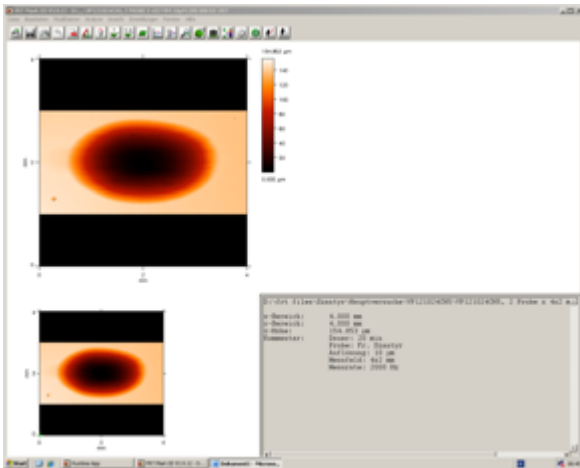


Abb. 18: Datei ExcomD0,85, 2 Probe x 4x2 mm 10 µm 200.000 KZ .FRT im Programm Mark III geöffnet

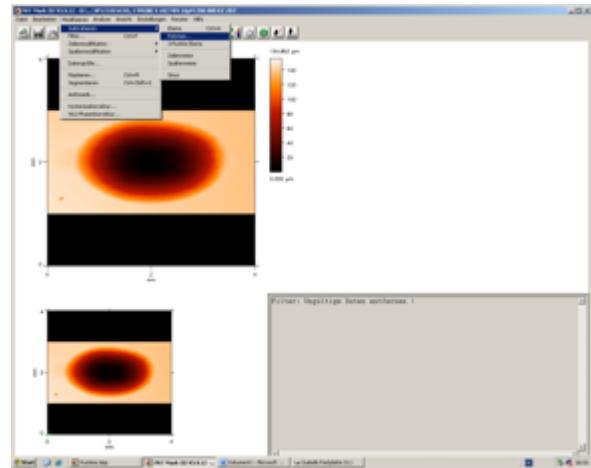


Abb. 19: ungültige Daten entfernt

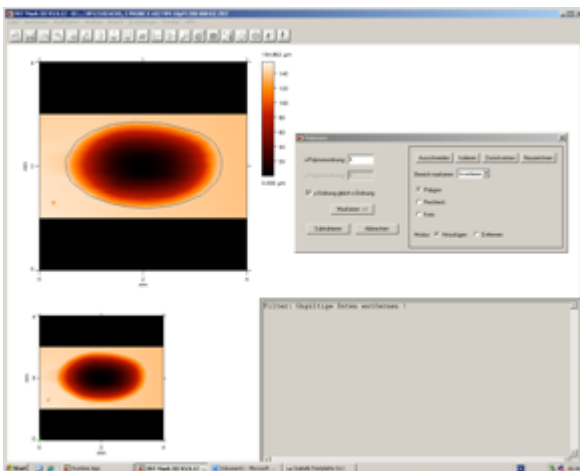


Abb. 20: Markierung der Abrasionsspur

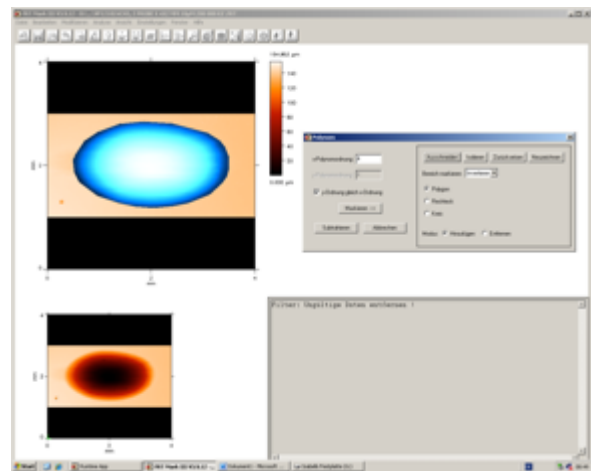


Abb. 21: Substraktion Polynom 4. Ordnung

Zur Bestimmung einer Bestebene/ Bezugsebene musste ein Polynom 4. Ordnung subtrahiert werden. Unter „Modifizieren-Subtrahieren-Polynom“ gelangte man in den Menüpunkt und konnte mit der Maus die Abrasionsspur umfahren (Abb. 20).

Die markierte Fläche wurde anschließend ausgeschnitten und wie in Abb. 21 gezeigt, ein Polynom 4. Ordnung in x- und y-Richtung subtrahiert. Hierdurch wurde der Außenbereich auf eine Ebene gelegt und als Bezugsebene definiert.

Anschließend wurde unter „Analyse/ Berechne“ ein Histogramm erstellt. Das Histogramm ermittelte die Höhenverteilung. Durch Einfügen des aktuellen z-Wertes mit einem negativen Vorzeichen unter „Einstellungen/Nullpunkt“ kam es zu einer neuen Skalierung. Hierdurch wurde die Bestebene/ Bezugsebene auf $z = 0$ gesetzt (Abb. 22).

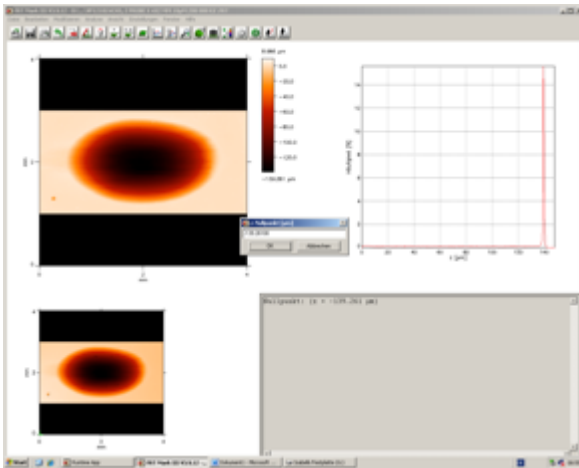


Abb. 22: Nachdem das Histogramm berechnet wurde, konnte der Nullpunkt = -z gesetzt werden

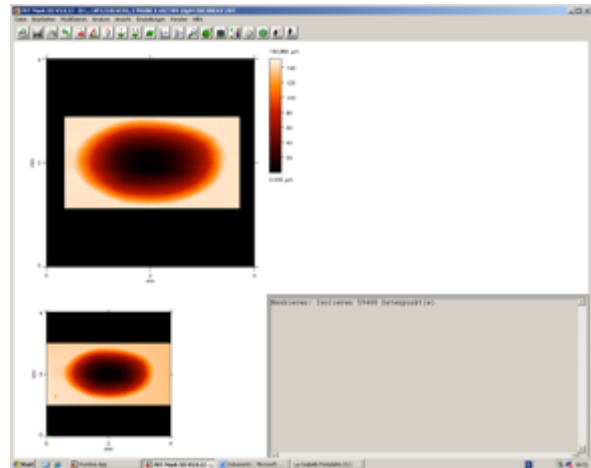


Abb. 23: Irrelevante Bereiche wurden verworfen

Mit „Modifizieren/Maskieren“ konnte der relevante Bereich des Bildes isoliert werden (Abb. 23). Im Maskierungsdialog standen Polygon, Rechteck oder Kreis als Funktionen zur Verfügung. In dieser Untersuchung wurde die Rechteckfunktion gewählt. Die lateralen Bildbereiche galten nach der Isolierung als ungültig und wurden nicht mehr angezeigt. Dadurch wurde erreicht, dass Artefakte oder Blasen (Abb. 18 links unten) die Volumenberechnung nicht beeinflussten.

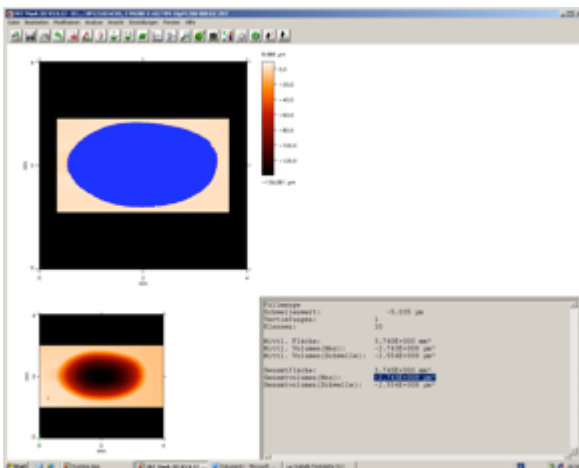


Abb. 24: Füllmenge berechnet

„Berechne/Füllmenge“ ermittelte nun nach Anlegen eines Schwellenwertes den Volumenabtrag (Abb. 24).

Der Schwellenwert wurde für jede Probe neu bestimmt. Das Volumen der Fläche unterhalb des Schwellenwertes wurde anschließend berechnet. Der Wert hatte daher immer ein negatives Vorzeichen.

3.5.4 Berechnung des tiefsten Punktes

Die in Abb. 18 bis Abb. 23 beschriebenen Schritte wurden auch für die Berechnung des tiefsten Punktes durchgeführt. Nachdem die irrelevanten Bereiche isoliert wurden, konnte unter „Analyse/ Def. Referenz/ Punkte“ der tiefste Punkt berechnet werden (Abb. 25).

Hierfür wurde durch einen Linksklick mit der Maus ein Messfeld auf der Abrasionsspur festgelegt. Innerhalb von diesem Messfeld konnte der exakte Punkt, das Maximum und das Minimum der Abrasionsspur ermittelt werden. In diesem Fall wurde das Minimum ermittelt (Abb. 26).

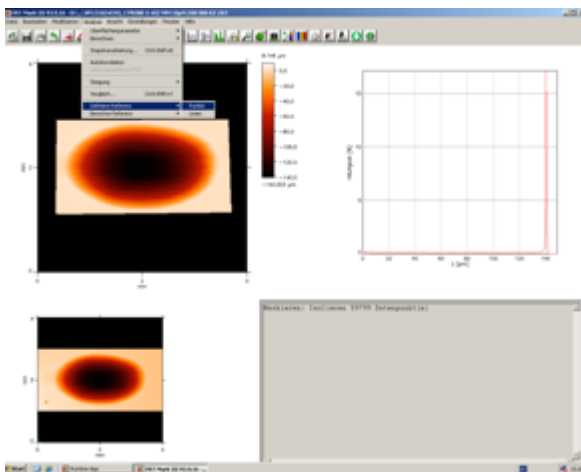


Abb. 25: Analyse/ Definierte Referenz/ Punkte

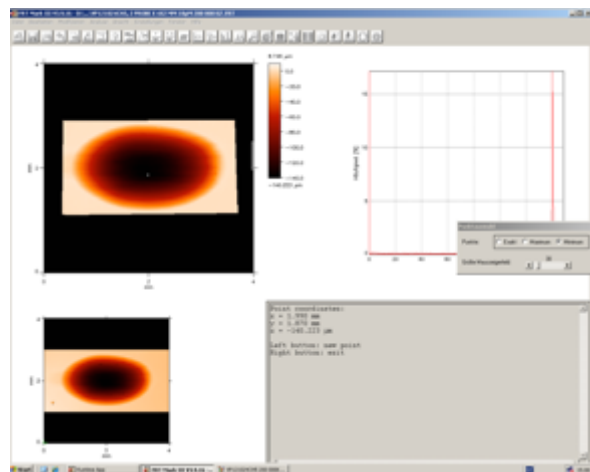


Abb. 26: Tiefster Punkt bestimmt

3.5.5 REM-Analyse

Zunächst wurden die Proben gesputtert. Hierbei wurde die Oberfläche mit einer dünnen Schicht Platin bedeckt (Sputter Coater SC 7640, Polaren Equipment Ltd-Quorum technologies, Newhaven, United Kingdom). Die Schichtdicke betrug 3-20 nm. Die Platinschicht bewirkte, dass die Elektronen im Rasterelektronenmikroskop (REM) an der Probenoberfläche reflektiert wurden. Ein Aufnehmen der Elektronen würde das Aufladen der Probe bedeuten. Hierdurch wäre die Probe im REM nicht untersuchbar.

Im REM (Abb. 27) wurde die Oberfläche der Probe nach 200.000 KZ untersucht. Es wurden pro Probe 7 Bilder gemacht. Zunächst wurde eine Übersichtsaufnahme mit einer 25-fachen

Vergrößerung erstellt. Im Zentrum der Abrasionsspur und im Außenbereich wurden je ein Bild mit 5000-facher und 10.000-facher Vergrößerung angefertigt. Anschließend erfolgte am oberen Rand der Abrasionsspur die Anfertigung von einem Bild mit 2500-facher Vergrößerung.

Die Bilder wurden mit einer fortlaufenden klinikinternen REM-Nummer versehen. Die Nomenklatur wurde mit „_i“ für Innen, „_r“ für Rand und „_a“ für Außen gewählt.

Es wurden folgende Kriterien berücksichtigt:

- Herausgebrochene Füllstoffkörper
- Risse
- Homogenität der Oberfläche

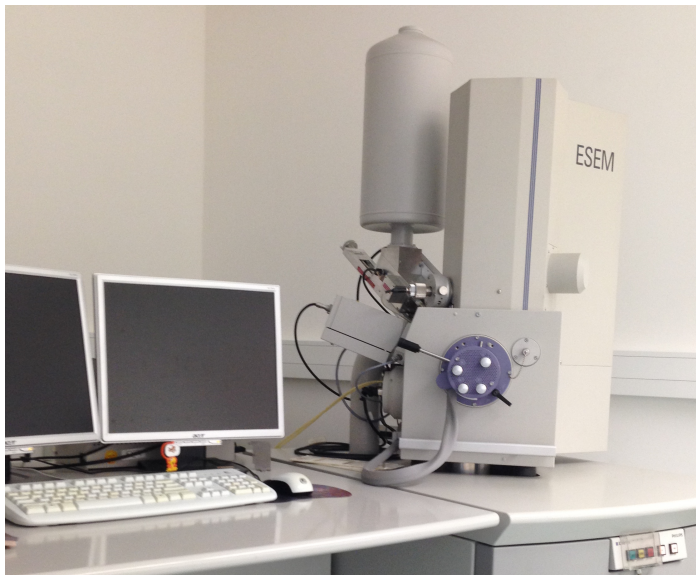


Abb. 27: Rasterelektronenmikroskop von ESEM

3.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem SPSS-Programm für MAC-IOS (Version 22.0, IBM Armonk, NY, USA).

Zunächst wurde der Kolmogorow-Smirnow-Test zur Bestimmung der Normalverteilung durchgeführt. Für den Volumenverlust und den tiefsten Punkt wurden die Mittelwerte und die Standardabweichung bestimmt. Der Vergleich der verschiedenen experimentellen Komposite untereinander erfolgte mit dem Kruskal-Wallis-Test. Zusätzlich wurde innerhalb jedes Komposits der Volumenabtrag und der tiefste Punkt zu den drei Zeitpunkten mit dem Friedman-Test verglichen. Die Korrelation des Volumenabtrags mit dem tiefsten Punkt wurde mit dem Spearman-Test untersucht.

Die statistische Auswertung erfolgte auf einem Signifikanzniveau von 5%.

Zur graphischen Darstellung wurde ein Boxplot-Whisker erstellt. Es wurden folgende fünf Punkte dargestellt: Median, 25 und 75 Quartile sowie die beiden Extremwerte.

4 Ergebnisse

Der Kolmogorow-Smirnow-Test hat keine Normalverteilung ergeben ($p > 0,05$). Daher wurde der Kruskal-Wallis-Test zum Vergleich der Komposite untereinander durchgeführt.

Der Volumenabtrag nahm bei allen experimentellen Kompositen von V50 zu V200 signifikant zu (Friedman-Test).

4.1 Ergebnisse des Spearman-Test

Der Spearman-Test hat ergeben, dass zu allen drei Zeitpunkten eine signifikante Korrelation zwischen den Werten des Volumenverlustes und des tiefsten Punktes der Abrasionsspur bestehen ($p < 0,05$). In Tabelle 3 bis Tabelle 5 sind die Ergebnisse des Spearman-Test dargestellt.

Korrelationen			V50	T50
Spearman-Rho	V50	Korrelationskoeffizient	1	,915**
		Sig. (2-seitig)	.	0
		N	88	87
	T50	Korrelationskoeffizient	,915**	1
		Sig. (2-seitig)	0	.
		N	87	87
** Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).				

Tabelle 3: V50 und T50 sind voneinander abhängig, da der Korrelationskoeffizient sich von 0 unterscheidet (Spearman-Test)

Korrelationen			V100	T100
Spearman-Rho	V100	Korrelationskoeffizient	1	,911**
		Sig. (2-seitig)	.	0
		N	88	88
	T100	Korrelationskoeffizient	,911**	1
		Sig. (2-seitig)	0	.
		N	88	88
** Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).				

Tabelle 4: V100 und T100 sind voneinander abhängig, da der Korrelationskoeffizient sich von 0 unterscheidet (Spearman-Test)

Ergebnisse

Korrelationen			V200	T200
Spearman-Rho	V200	Korrelationskoeffizient	1	,815**
		Sig. (2-seitig)	.	0
		N	88	87
	T200	Korrelationskoeffizient	,815**	1
		Sig. (2-seitig)	0	.
		N	87	87
** Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).				

Tabelle 5: V200 und T200 sind voneinander abhängig, da der Korrelationskoeffizient sich von 0 unterscheidet (Spearman-Test)

4.2 Volumenverlust

In Tabelle 6 bis Tabelle 8 sind die Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests dargestellt. Es wurden die Signifikanzniveaus des Vergleichs aller Komposite innerhalb des jeweiligen Zeitpunktes V50, V100 und V200 miteinander aufgelistet.

Für den jeweiligen Zeitpunkt sind die Ergebnisse des Abrasionsversuches in einem Boxplot-Diagramm dargestellt.

4.2.1 V50

Tabelle 6 zeigt die signifikanten Unterschiede im Volumenverlust zwischen allen experimentellen Kompositen zum Zeitpunkt V50. ExcomF2 hat im Vergleich zu allen anderen Kompositen den höchsten mittleren Volumenverlust (Abb. 28). Es hat einen signifikant höheren Volumenverlust zum Zeitpunkt V50 als ExcomD0,18, ExcomD1, ExcomP20 und ExcomP30. Das experimentelle Komposit ExcomD1 hat einen signifikant niedrigeren Volumenverlust als ExcomD5. ExcomP20 und ExcomP30 haben den niedrigsten mittleren Volumenverlust. ExcomP20 ist signifikant niedriger als ExcomD1,5, ExcomD5, ExcomF0,8, ExcomF2. ExcomP30 ist signifikant niedriger als ExcomD0,4, ExcomD1,5, ExcomD5, ExcomF0,8 und ExcomF2.

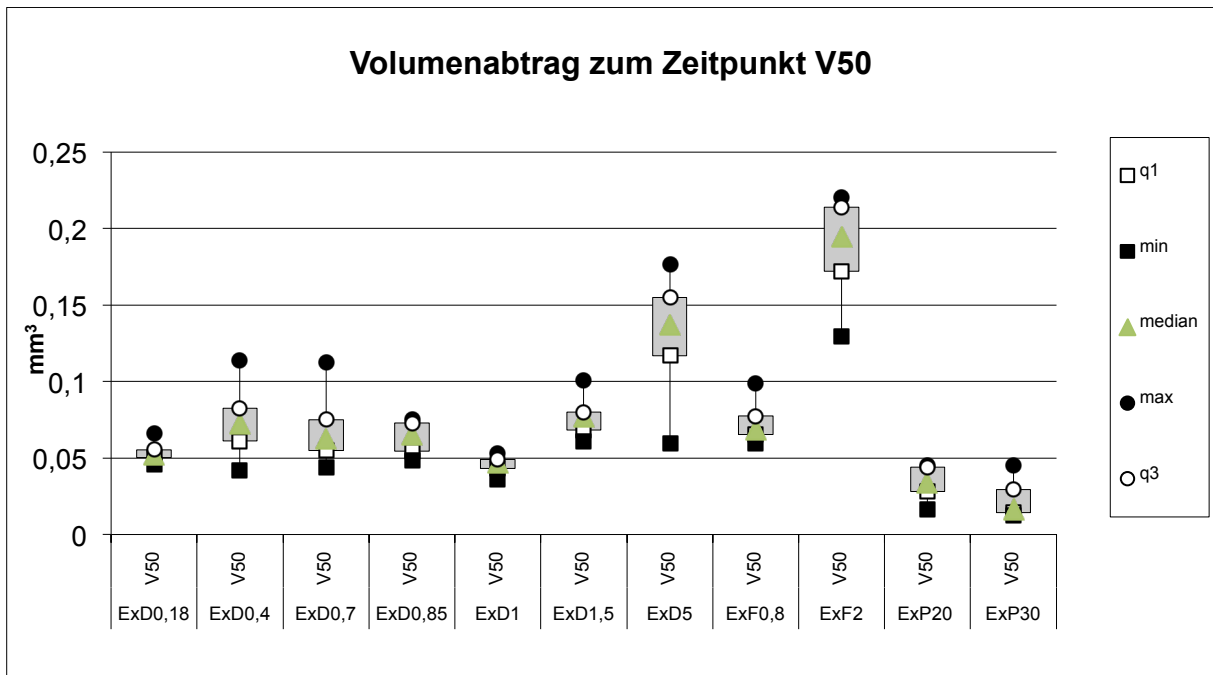


Abb. 28: Volumenabtrag zum Zeitpunkt V50

V50	Excom P30	Excom P20	Excom F2	Excom F0,8	Excom D5	Excom D1,5	Excom D1	Excom D0,85	Excom D0,7	Excom D0,4
Excom D0,18	n.s.	n.s.	0,005	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Excom D0,4	0,021	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	
Excom D0,7	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		
Excom D0,85	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.			
Excom D1	n.s.	n.s.	<0,001	n.s.	0,005	n.s.				
Excom D1,5	0,002	0,015	n.s.	n.s.	n.s.					
Excom D5	<0,001	<0,001	n.s.	n.s.						
Excom F0,8	0,009	0,047	n.s.							
Excom F2	<0,001	<0,001								
Excom P20	n.s.									

Tabelle 6: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests zum Zeitpunkt V50, Signifikanzniveau bei 5%

4.2.2 V100

In Tabelle 7 sind die signifikanten Unterschiede im Volumenverlust zum Zeitpunkt V100 dargestellt. Das experimentelle Komposit ExcomF2 hat im Vergleich zu allen anderen Kompositen den höchsten mittleren Volumenabtrag (Abb. 29). Er ist signifikant höher als bei ExcomD0,18, ExcomD1, ExcomP20 und ExcomP30. ExcomD1 hat zusätzlich einen signifikant niedrigeren Volumenverlust als ExcomD5. Die Werte von ExcomP20 und ExcomP30 sind signifikant niedriger zu ExcomD0,4, ExcomD1,5, ExcomD5, ExcomF0,8 und ExcomF2.

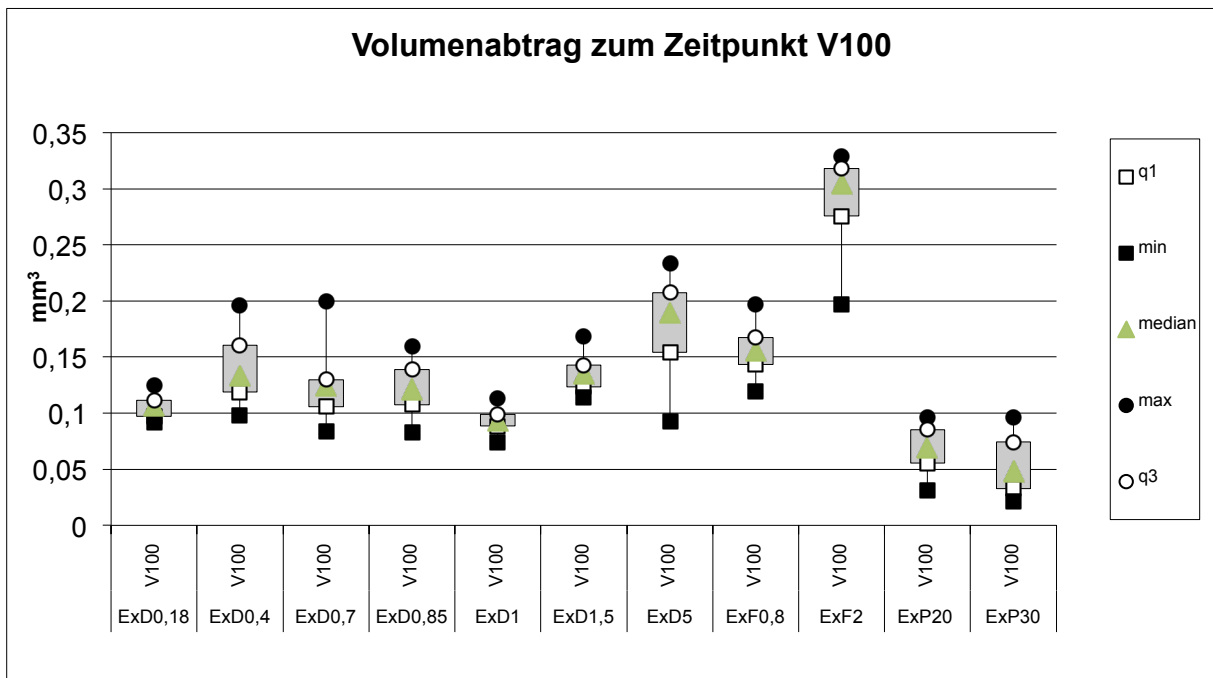


Abb. 29: Volumenverlust zum Zeitpunkt V100

V100	Excom P30	Excom P20	Excom F2	Excom F0,8	Excom D5	Excom D1,5	Excom D1	Excom D0,85	Excom D0,7	Excom D0,4
Excom D0,18	n.s.	n.s.	0,004	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Excom D0,4	0,029	0,048	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	
Excom D0,7	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		
Excom D0,85	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.			
Excom D1	n.s.	n.s.	<0,001	n.s.	0,034	n.s.				
Excom D1,5	0,023	0,039	n.s.	n.s.	n.s.					
Excom D5	0,001	0,001	n.s.	n.s.						
Excom F0,8	0,002	0,003	n.s.							
Excom F2	<0,001	<0,001								
Excom P20	n.s.									

Tabelle 7: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests zum Zeitpunkt V100, Signifikanzniveau bei 5%

4.2.3 V200

Zum Zeitpunkt V200 hat das experimentelle Komposit ExcomF2 den signifikant höchsten Volumenabtrag (Abb. 30). Der Volumenabtrag ist signifikant höher zu ExcomD0,18 und ExcomD1. ExcomD1 hat unter den Dentalgläsern den niedrigsten mittleren Volumenabtrag und unterscheidet sich neben ExcomF2 auch zu ExcomD5 signifikant. ExcomP20 und ExcomP30 weisen einen signifikant niedrigeren Volumenabtrag im Vergleich zu ExcomD5 und ExcomF2 auf. Dies ist in Tabelle 8 dargestellt.

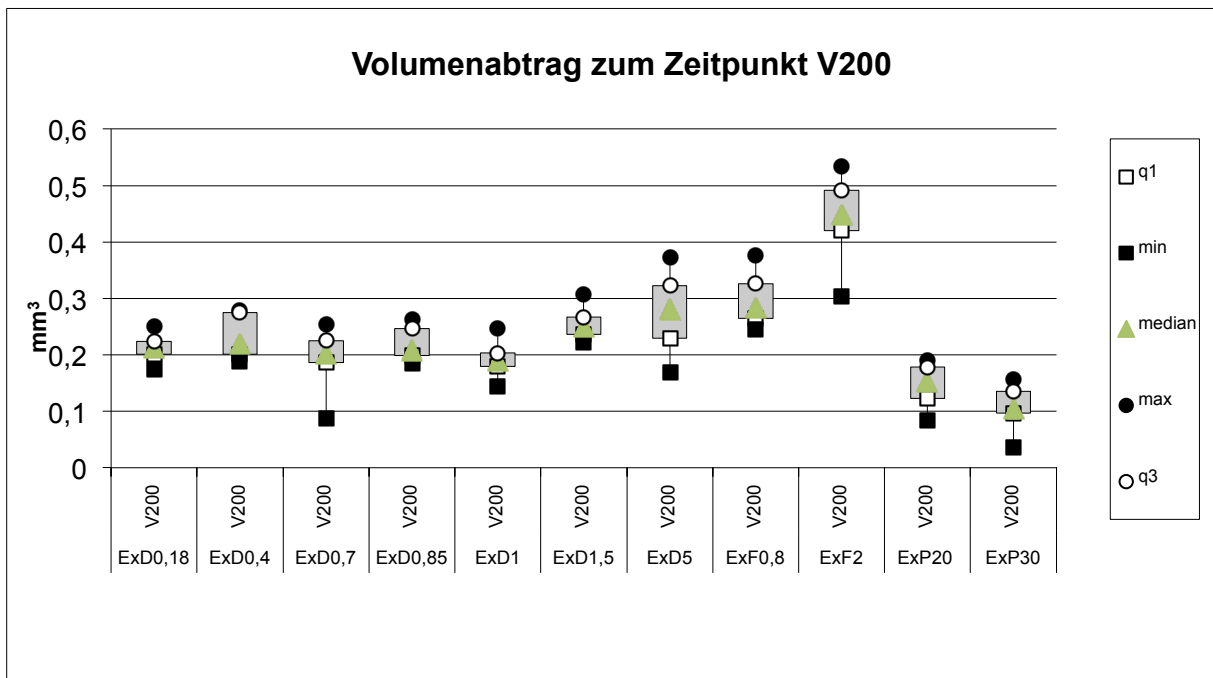


Abb. 30: Volumenabtrag zum Zeitpunkt V200

V200	Excom P30	Excom P20	Excom F2	Excom F0,8	Excom D5	Excom D1,5	Excom D1	Excom D0,85	Excom D0,7	Excom D0,4
Excom D0,18	n.s.	n.s.	0,034	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Excom D0,4	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	
Excom D0,7	n.s.	n.s.	0,007	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		
Excom D0,85	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.			
Excom D1	n.s.	n.s.	0,001	n.s.	n.s.	n.s.				
Excom D1,5	0,003	0,03	n.s.	n.s.	n.s.					
Excom D5	0,004	0,035	n.s.	n.s.						
Excom F0,8	<0,001	0,001	n.s.							
Excom F2	<0,001	<0,001								
Excom P20	n.s.									

Tabelle 8: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests zum Zeitpunkt V200, Signifikanzniveau bei 5%

4.3 Tiefster Punkt der Abrasion

Die Tabelle 9 bis 11 zeigen die Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Test für die Werte des tiefsten Punktes der Abrasionsspur zum jeweiligen Zeitpunkt T50, T100 und T200.

4.3.1 T50

In Tabelle 9 sind die Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests zum Zeitpunkt T50 dargestellt. Wie bereits beim Volumenverlust hat ExcomF2 auch beim tiefsten Punkt die höchsten Werte (Abb. 31). Die Werte zum Zeitpunkt T50 sind signifikant höher als bei ExcomD0,18 und ExcomD1. ExcomD1 hat neben ExcomF2 auch signifikant niedrigere Werte für den tiefsten Punkt als ExcomD5. Die Werte von Excomp20 und Excomp30 sind signifikant niedriger als ExcomD5 und ExcomF2.

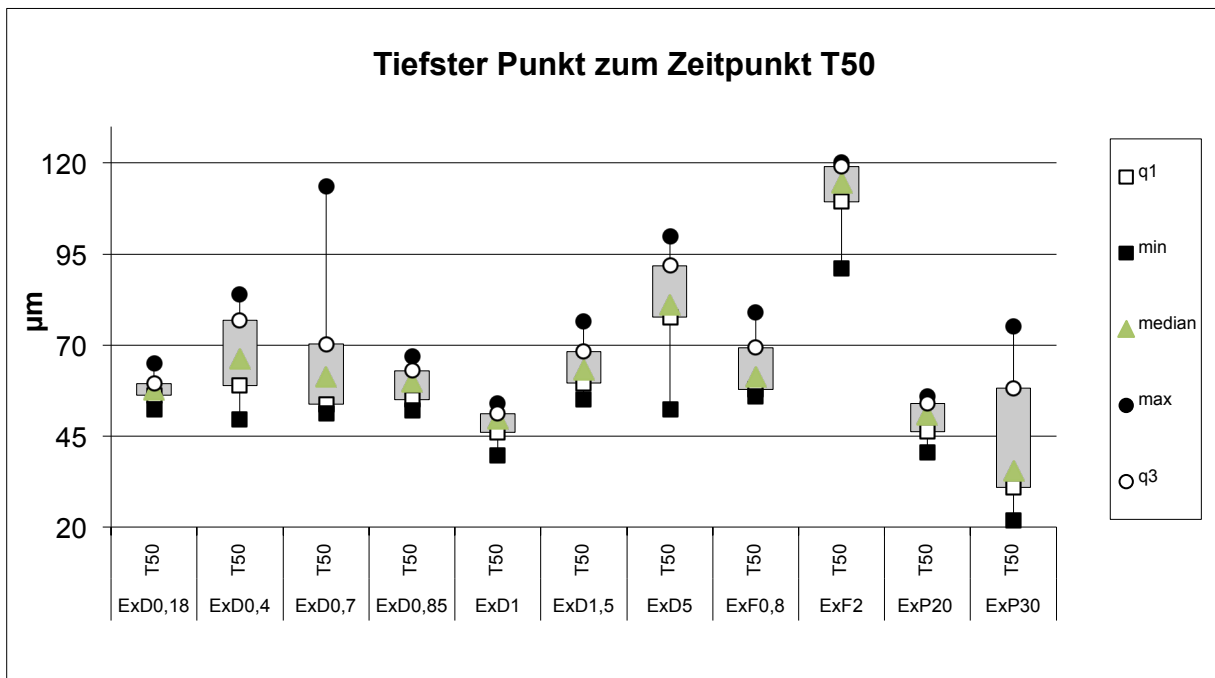


Abb. 31: Tiefster Punkt zum Zeitpunkt T50

T50	Excom P30	Excom P20	Excom F2	Excom F0,8	Excom D5	Excom D1,5	Excom D1	Excom D0,85	Excom D0,7	Excom D0,4
Excom D0,18	n.s.	n.s.	0,031	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Excom D0,4	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	
Excom D0,7	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		
Excom D0,85	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.			
Excom D1	n.s.	n.s.	<0,001	n.s.	0,002	n.s.				
Excom D1,5	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.					
Excom D5	0,014	0,006	n.s.	n.s.						
Excom F0,8	n.s.	n.s.	n.s.							
Excom F2	<0,001	<0,001								
Excom P20	n.s.									

Tabelle 9: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests zum Zeitpunkt T50, Signifikanzniveau bei 5%

4.3.2 T100

In Tabelle 10 sind die Ergebnisse des Vergleichs aller Komposite zum Zeitpunkt T100 dargestellt. Zum Zeitpunkt T100 weist das experimentelle Komposit ExcomF2 die höchsten Werte für den tiefsten Punkt (Abb. 32) auf. Sie sind signifikant höher als bei ExcomD1. Das Komposit ExcomP20 zeigt signifikant niedrigere Werte als ExcomD0,4, ExcomF0,8, ExcomF2. ExcomP30 hat signifikant niedrigere Werte als ExcomF2.

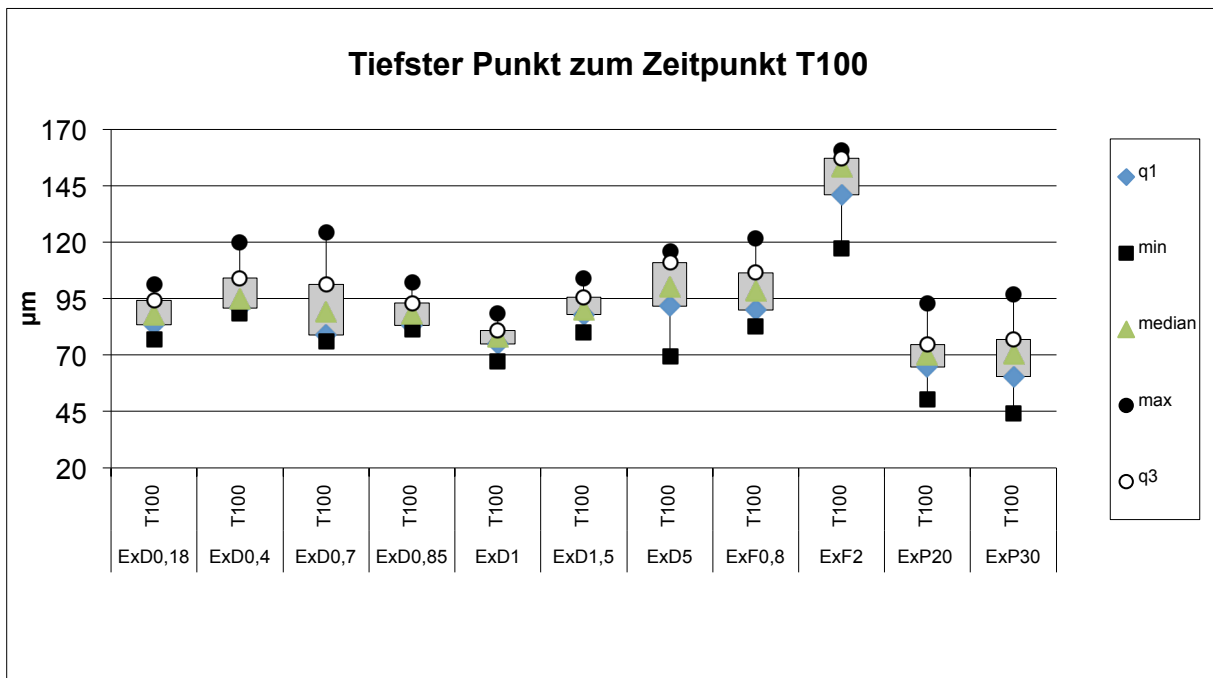


Abb. 32: Tiefster Punkt zum Zeitpunkt T100

T100	Excom P30	Excom P20	Excom F2	Excom F0,8	Excom D5	Excom D1,5	Excom D1	Excom D0,85	Excom D0,7	Excom D0,4
Excom D0,18	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Excom D0,4	n.s.	0,036	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	
Excom D0,7	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		
Excom D0,85	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.			
Excom D1	n.s.	n.s.	<0,001	n.s.	n.s.	n.s.				
Excom D1,5	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.					
Excom D5	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.						
Excom F0,8	n.s.	0,043	n.s.							
Excom F2	<0,001	<0,001								
Excom P20	n.s.									

Tabelle 10: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests zum Zeitpunkt T100, Signifikanzniveau bei 5%

4.3.3 T200

Zum Zeitpunkt T200 sind die Ergebnisse des Vergleiches des Kruskal-Wallis-Tests in Tabelle 11 dargestellt. Das Komposit ExcomF2 hat die höchsten Werte für den tiefsten Punkt (Abb. 33). Es unterscheidet sich signifikant zu ExcomD1. Die Komposite ExcomP20 und ExcomP30 haben die signifikant niedrigsten Werte im Vergleich zu ExcomD0,18, ExcomF0,8 und ExcomF2.

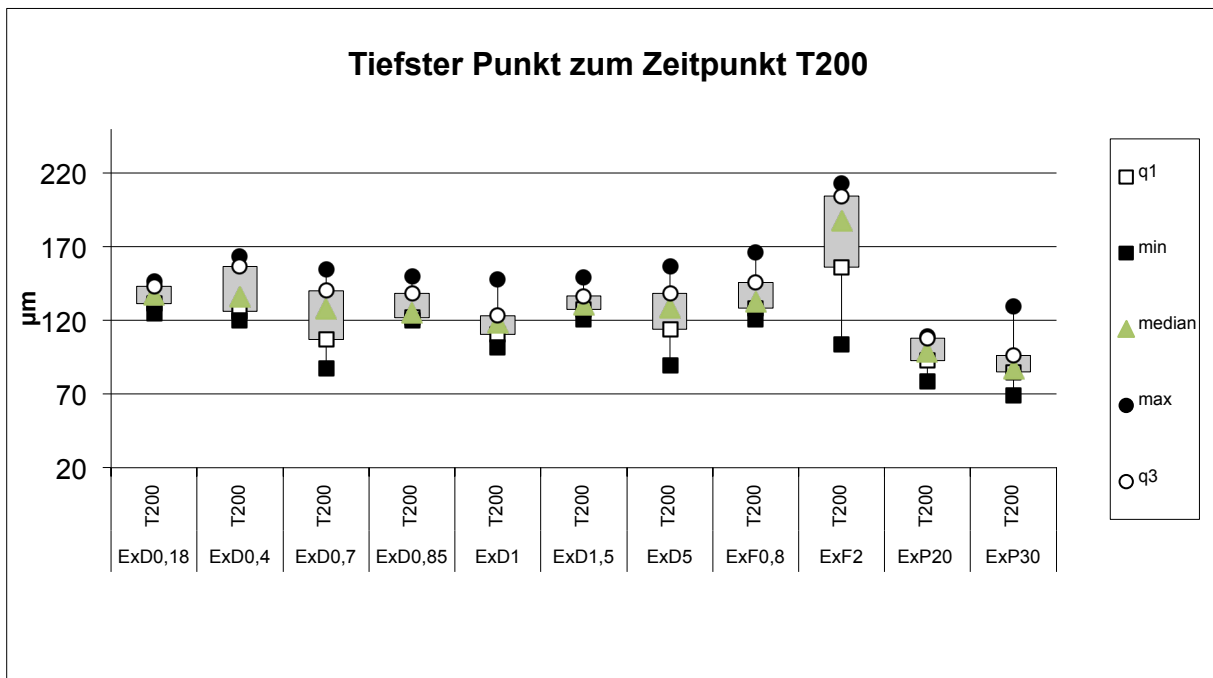


Abb. 33: Tiefster Punkt zum Zeitpunkt T200

T200	Excom P30	Excom P20	Excom F2	Excom F0,8	Excom D5	Excom D1,5	Excom D1	Excom D0,85	Excom D0,7	Excom D0,4
Excom D0,18	0,018	0,022	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Excom D0,4	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	
Excom D0,7	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		
Excom D0,85	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.			
Excom D1	n.s.	n.s.	0,039	n.s.	n.s.	n.s.				
Excom D1,5	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.					
Excom D5	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.						
Excom F0,8	0,026	0,031	n.s.							
Excom F2	<0,001	<0,001								
Excom P20	n.s.									

Tabelle 11: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests zum Zeitpunkt T200, Signifikanzniveau bei 5%

4.4 Auswertung REM

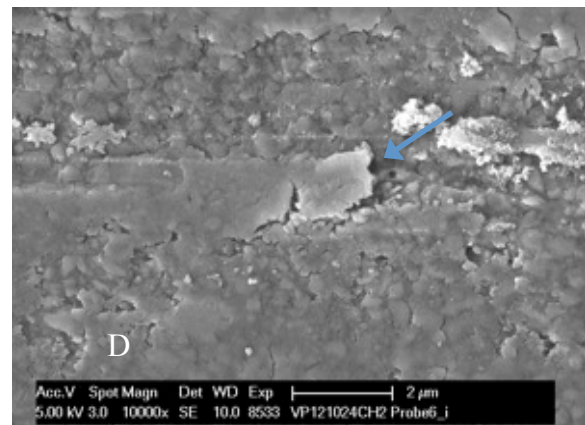
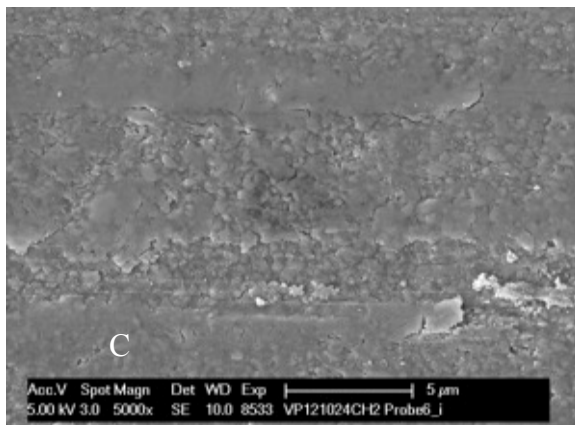
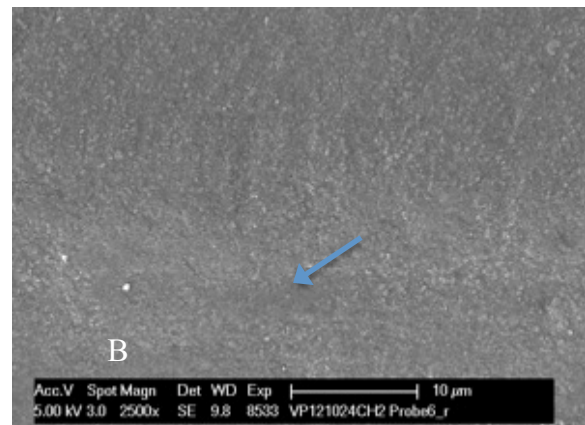
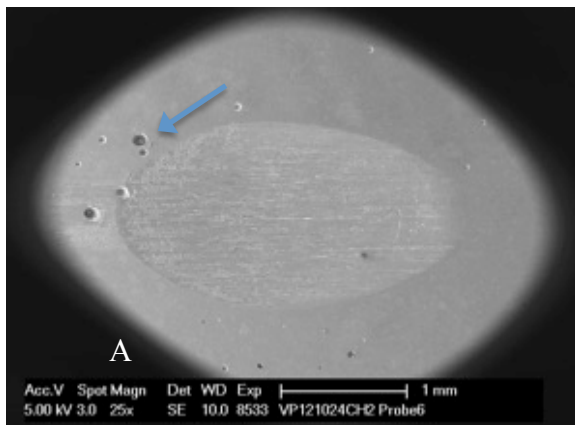
Repräsentativ wird von jedem Komposit nachfolgend eine Probe dargestellt, an welcher die Besonderheiten des jeweiligen experimentellen Komposits hervorgehoben werden.

4.4.1 Proben ExcomD0,18

ExcomD0,18 ist ein experimentelles Komposit mit 0,18 μm großen Dentalglasfüllstoffkörpern. Die Übersichtsaufnahme Abb. 34(A) zeigt eine homogene Oberfläche ohne Risse. Kleinere Blasen, die bereits makroskopisch zu sehen waren, sind an der Oberfläche erkennbar. Der obere Randbereich der Abrasionsspur ist in Abb. 34(B) mit einem Pfeil gekennzeichnet. Der Randbereich ist homogen ohne herausgebrochene Füllstoffkörper.

Abb. 34(C) und (D) zeigen den Innenbereich der Abrasionsspur. In Verlaufsrichtung der Abrasionsspur sind Ablagerungen erkennbar. Kleinere Risse verlaufen entlang der herausgebrochenen Füllstoffkörper-Matrix Schollen.

Der Außenbereich in Abb. 34(E) und (F) hat eine homogene Oberfläche, in welcher die Dentalglasfüllstoffkörper gleichmäßig in die Matrix integriert sind (Abb. 34(E) Pfeil). Vereinzelt Dentalglasfüllstoffkörper wurden bei der Politur herausgebrochen (Abb. 34(F) Pfeil).



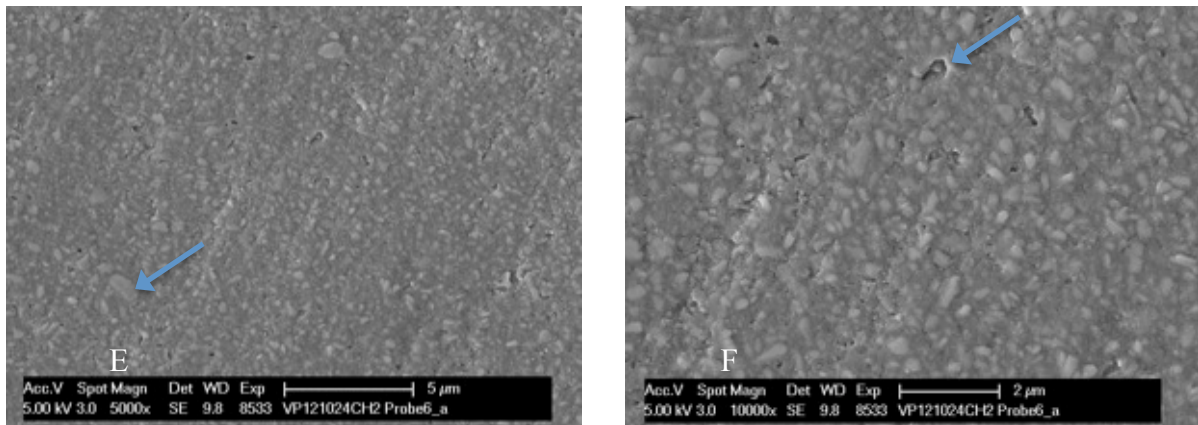


Abb. 34: REM-Aufnahmen nach 200.000 KZ des experimentellen Komposits ExcomD0,18 (A) 25x Übersicht – kleinere Blasen (Pfeil), (B) 2500x Randbereich (Pfeil), (C) 5000x Zentrum, (D) 10.000x Zentrum – Ablagerungen (Pfeil), (E) 5000x Außenbereich – homogen integrierte Dentalglasfüllstoffkörper (Pfeil), (F) 10.000x Außenbereich – herausgebrochener Dentalglasfüllstoffkörper (Pfeil)

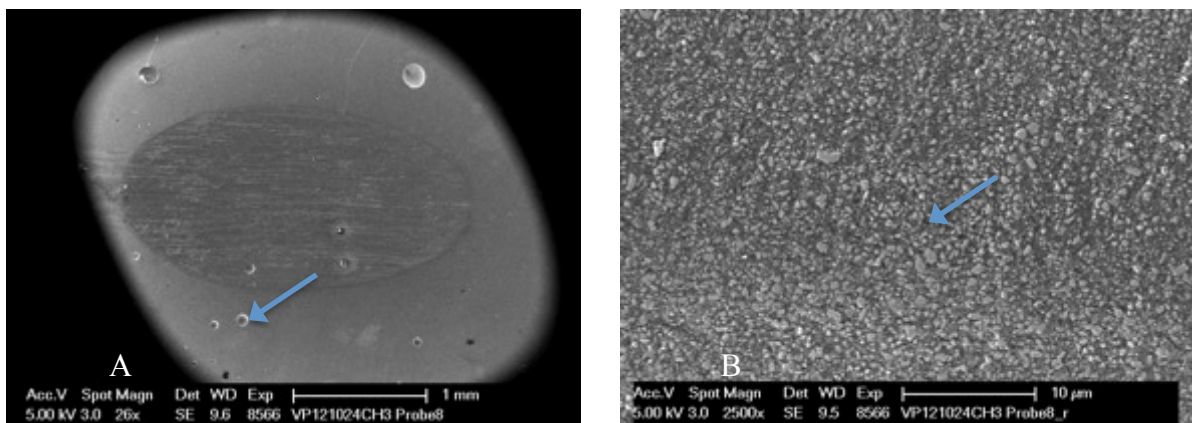
4.4.2 Proben ExcomD0,4

ExcomD0,4 ist ein experimentelles Komposit mit ultrafeinen Dentalglasfüllstoffkörpern mit einer mittleren Korngröße von 0,4 μm . Abb. 35(A) zeigt die Übersichtsaufnahme mit einer 26-fachen Vergrößerung. Die Oberfläche ist homogen mit kleineren Blasen (Abb. 35(A) Pfeil).

Der Randbereich der Abrasionsspur (Abb. 35(B) Pfeil) zeigt homogen verteilte Dentalglasfüllstoffkörper. Der Randbereich ist kaum erkennbar.

In Abb. 35(C) und (D) ist das Zentrum der Abrasionsspur dargestellt. Die Füllstoffkörper befinden sich in einem relativ homogenen Gefüge. Kleinere Risse sind erkennbar. Es wurden nur vereinzelte Füllstoffkörper herausgebrochen (Abb. 35(D) Pfeil).

Abb. 35(E) und (F) zeigen Dentalglasfüllstoffe unterschiedlicher Größe und Morphologie eingebettet in einer relativ dicht gefüllten Matrix. Die Oberfläche ist homogen. Es sind keine Füllstoffkörper herausgebrochen.



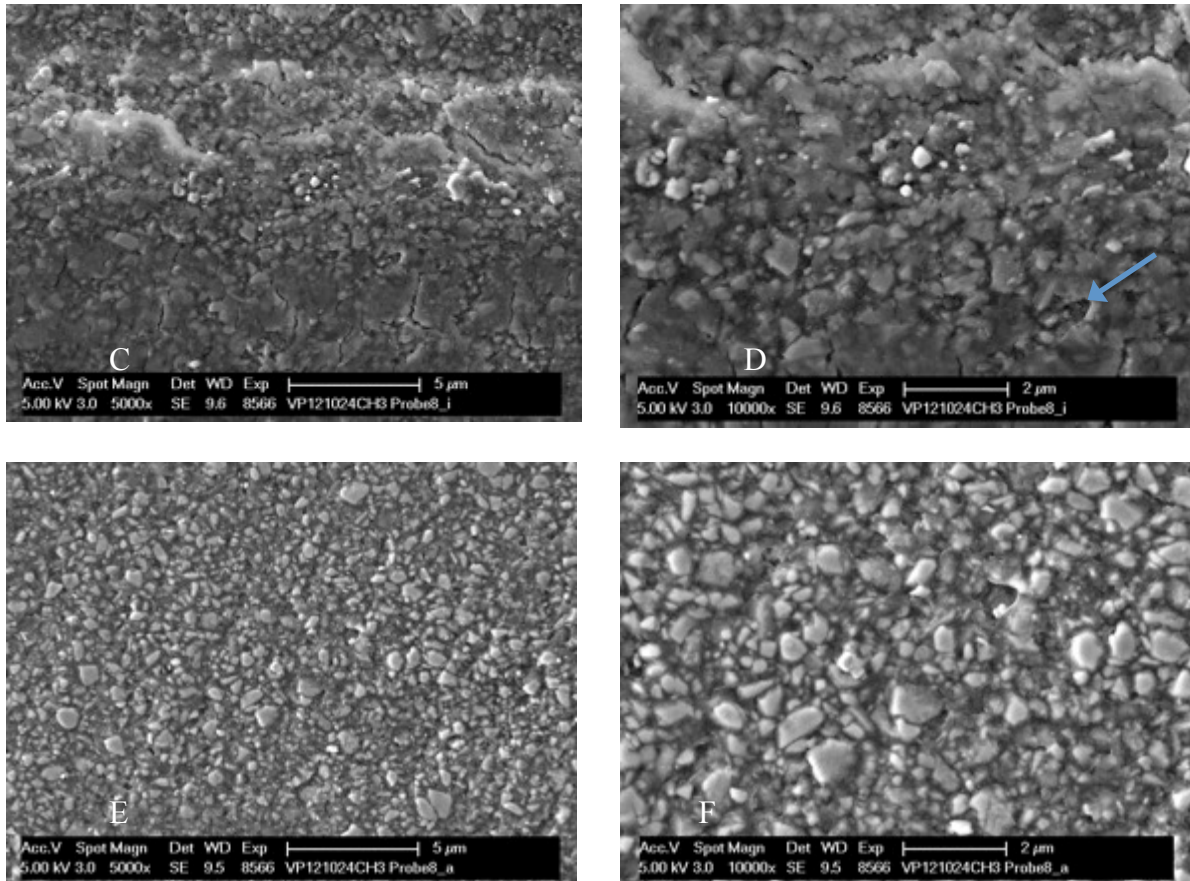


Abb. 35: REM Aufnahmen nach 200.000 KZ des experimentellen Komposits ExcomD0,4 (A) 26x Übersicht kleinere Blasen (Pfeil), (B) 2500x Randbereich (Pfeil), (C) 5000x Zentrum, (D) 10.000x Zentrum – kleine Risse (Pfeil), (E) 5000x Außen – homogen integrierte Dentalglasfüllstoffkörper, (F) 10.000x Außenbereich Außen – homogen integrierte Dentalglasfüllstoffkörper

4.4.3 Proben ExcomD0,7

In der Übersicht (Abb. 36(A)) zeigt sich die Oberfläche homogen und blasenfrei. Der Randbereich der Abrasionsspur (Abb. 36(B) Pfeil) setzt sich zusammen aus homogen verteilten Dentalglaspartikeln mit der mittleren Korngröße von $0,7 \mu\text{m}$.

Abb. 36(C) und (D) zeigen den Innenbereich der Abrasionsspur. Vereinzelt Dentalglaspartikel sind desintegriert und liegen lose an der Oberfläche. Die Oberfläche ist inhomogen und von Rissen durchzogen (Abb. 36(C) Pfeil).

Im Außenbereich zeigen sich einige Poren als Folge der Politur (Abb. 36(E) Pfeil). Vereinzelt Dentalglaspartikel sind herausgebrochen (Abb. 36(F) Pfeil).

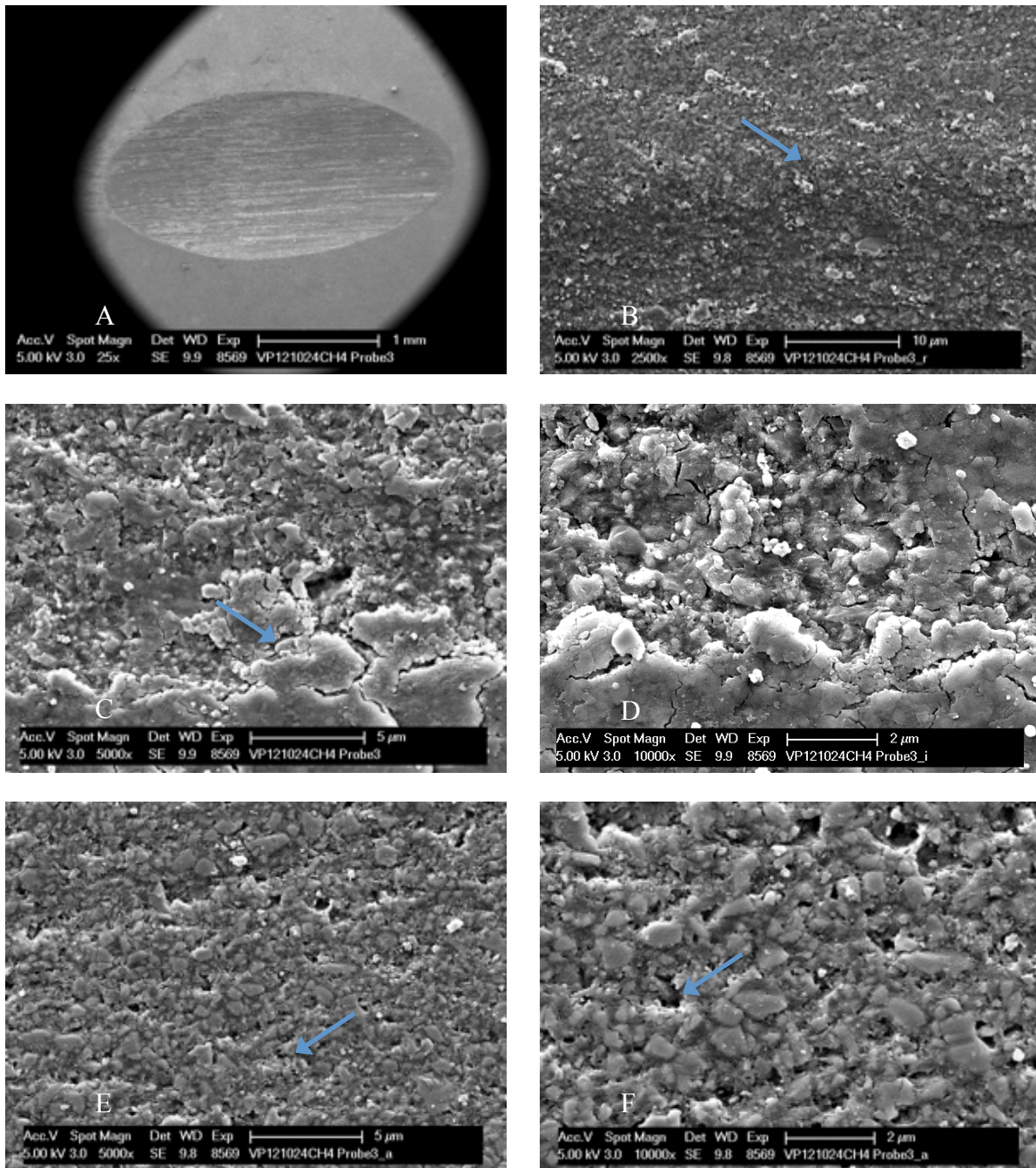


Abb. 36: REM Aufnahmen nach 200.000 KZ des experimentellen Komposits ExcomD0,7 (A) 25x Übersicht, (B) 2500x Randbereich (Pfeil), (C) 5000x Zentrum – Risse (Pfeil), (D) 10.000x Zentrum, (E) 5000x Außenbereich – Porenbildung (Pfeil), (F) 10.000x Außenbereich – herausgebrochene Dentalglaspartikel (Pfeil)

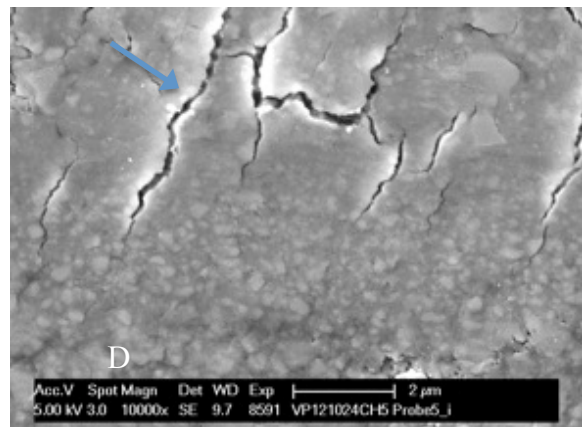
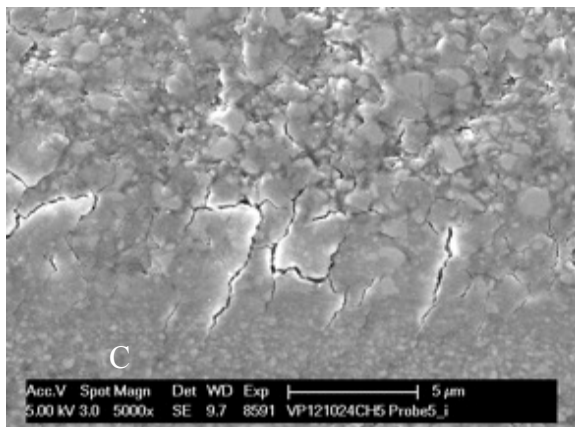
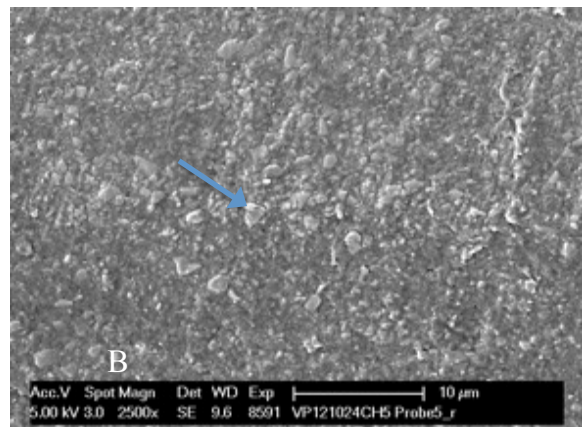
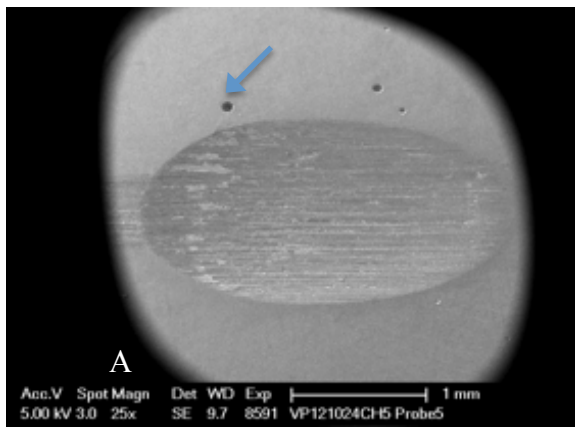
4.4.4 Proben ExcomD0,85

Die Oberfläche des experimentellen Komposits ExcomD0,85 ist auf der Übersichtsaufnahme (Abb. 37(A)) homogen. Kleine vereinzelte Blasen sind außerhalb der Abrasionsspur sichtbar (Abb. 37(A) Pfeil).

Der Randbereich ist gleichmäßig (Abb. 37(B) Pfeil). Die Dentalglasfüllstoffkörper sind gut in die Matrix integriert. Es sind keine Füllstoffkörper herausgebrochen.

Abb. 37(C) zeigt das Zentrum der Abrasionsspur. Im unteren Bereich ist eine sehr ebene Oberfläche erkennbar. Die Füllstoffkörper schließen eben mit der Matrix ab. Im oberen Bereich sind vereinzelte desintegrierte Füllstoffkörper sichtbar. Durch die Matrix ziehen sich mehrere tiefe Risse (Abb. 37(D) Pfeil).

Durch die Politur ist es auch hier im äußeren Bereich zu Porenbildung gekommen (Abb. 37(E) und (F) Pfeil). Auf der Oberfläche befinden sich Dentalglaspartikel mit einer mittleren Korngröße von $0,85\ \mu\text{m}$.



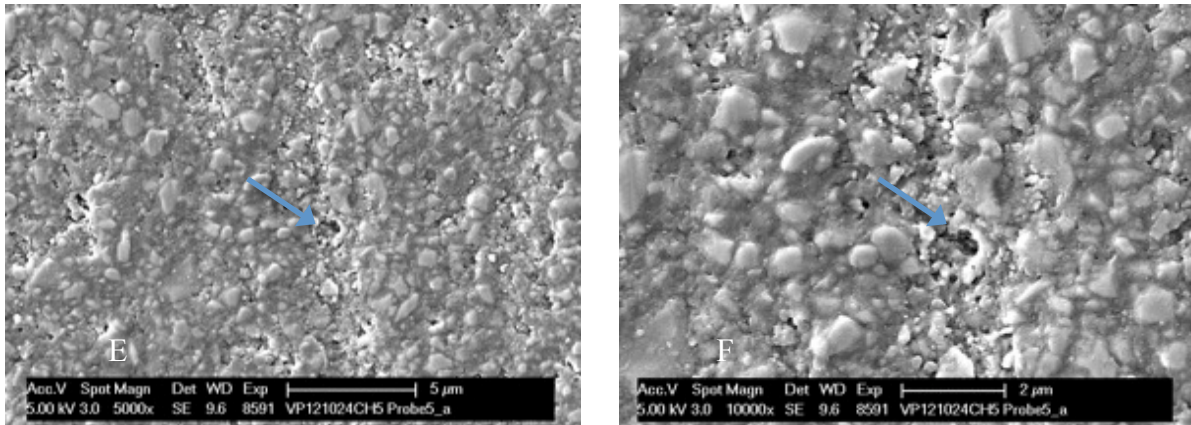


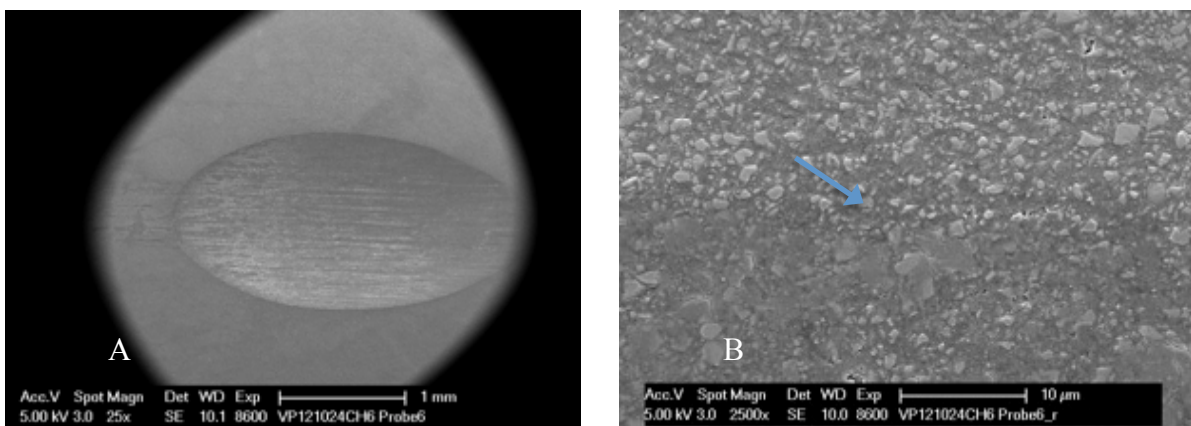
Abb. 37: REM Aufnahmen nach 200.000 KZ des experimentellen Komposits ExcomD0,85 (A) 25x Übersicht – Blase (Pfeil), (B) 2500x Randbereich (Pfeil), (C) 5000x Zentrum – Risse, (D) 10.000x Zentrum – Risse (Pfeil), (E) 5000x Außenbereich – Porenbildung (Pfeil), (F) 10.000x Außenbereich – Porenbildung (Pfeil)

4.4.5 Proben ExcomD1

Das experimentelle Komposit ExcomD1 enthält Dentalglasfüllstoffkörper mit einer mittleren Korngröße von 1 µm. Die Oberfläche in Abb. 38(A) ist sehr eben ohne Blasen. Der Randbereich (Abb. 38(B) Pfeil) ist deutlich erkennbar. Die Füllstoffkörper wurden durch die Kaukrafteinwirkung oberflächlich abgerieben. Die Oberfläche ist in der Abrasionsspur gleichmäßiger als im Randbereich, welcher mit 4000 Grit poliert wurde.

Abb. 38(C) und (D) bestätigen den Eindruck des Randbereiches. Die Oberfläche ist eben. Es sind vereinzelt Risse erkennbar (Abb. 38(D) Pfeil).

Im Außenbereich sind politurbedingte Riefen (Abb. 38(E) Pfeil und (F)) in den Dentalglaspartikeln erkennbar.



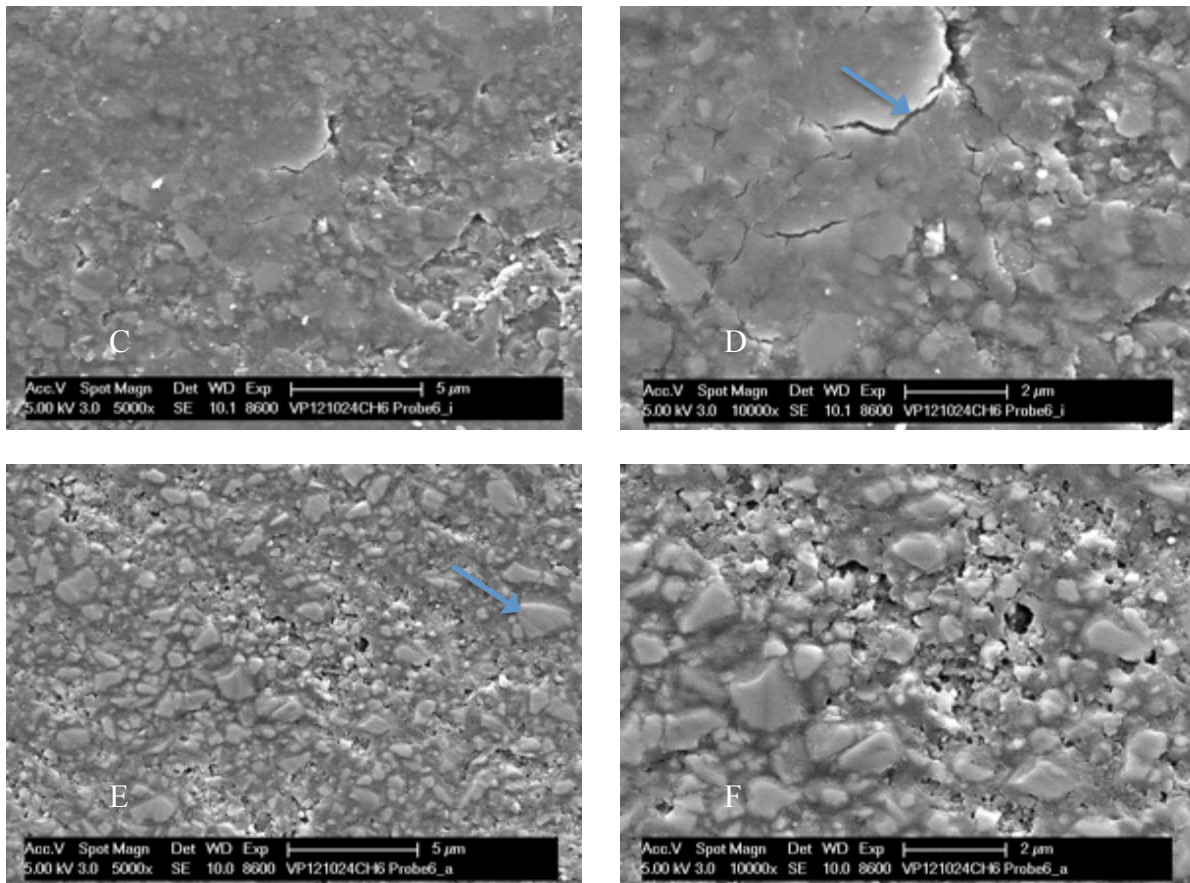


Abb. 38: REM Aufnahmen nach 200.000 KZ des experimentellen Komposits ExcomD1 (A) 25x Übersicht, (B) 2500x Randbereich (Pfeil), (C) 5000x Zentrum – Oberfläche eben mit vereinzelt Rissen, (D) 10.000x Zentrum – Risse (Pfeil), (E) 5000x Außenbereich – politurbedingte Riefen (Pfeil), (F) 10.000x Außenbereich

4.4.6 Proben ExcomD1,5

In Abb. 39(A) ist mit einem Pfeil im rechten Bereich der Abrasionsspur eine zerklüftete Oberfläche gekennzeichnet. In einer 5000-fachen bzw. 10.000-fachen Vergrößerung (Abb. 39(C) und (D)) kann man erkennen, dass in diesem Bereich ganze Dentalglasfüllstoffkörper herausgebrochen sind (Abb. 39(C) Pfeil). Dieser Bereich ist mit mehreren tiefen Rissen durchzogen (Abb. 39(D) Pfeil).

Der Randbereich der Abrasionsspur ist gut erkennbar in Abb. 39(B) (Pfeil). Die Dentalglaspartikel wurden durch die Kaubelastung abradert und bilden mit der Matrix eine ebene Oberfläche (Abb. 39(B) unterer Bereich).

Im Außenbereich sind auch hier politurbedingte Schleifspuren in den 1,5 µm großen Dentalglaspartikeln sichtbar (Abb. 39(F) Pfeil). In Abb. 39(E) (Pfeil) sind vereinzelte Poren vorhanden.

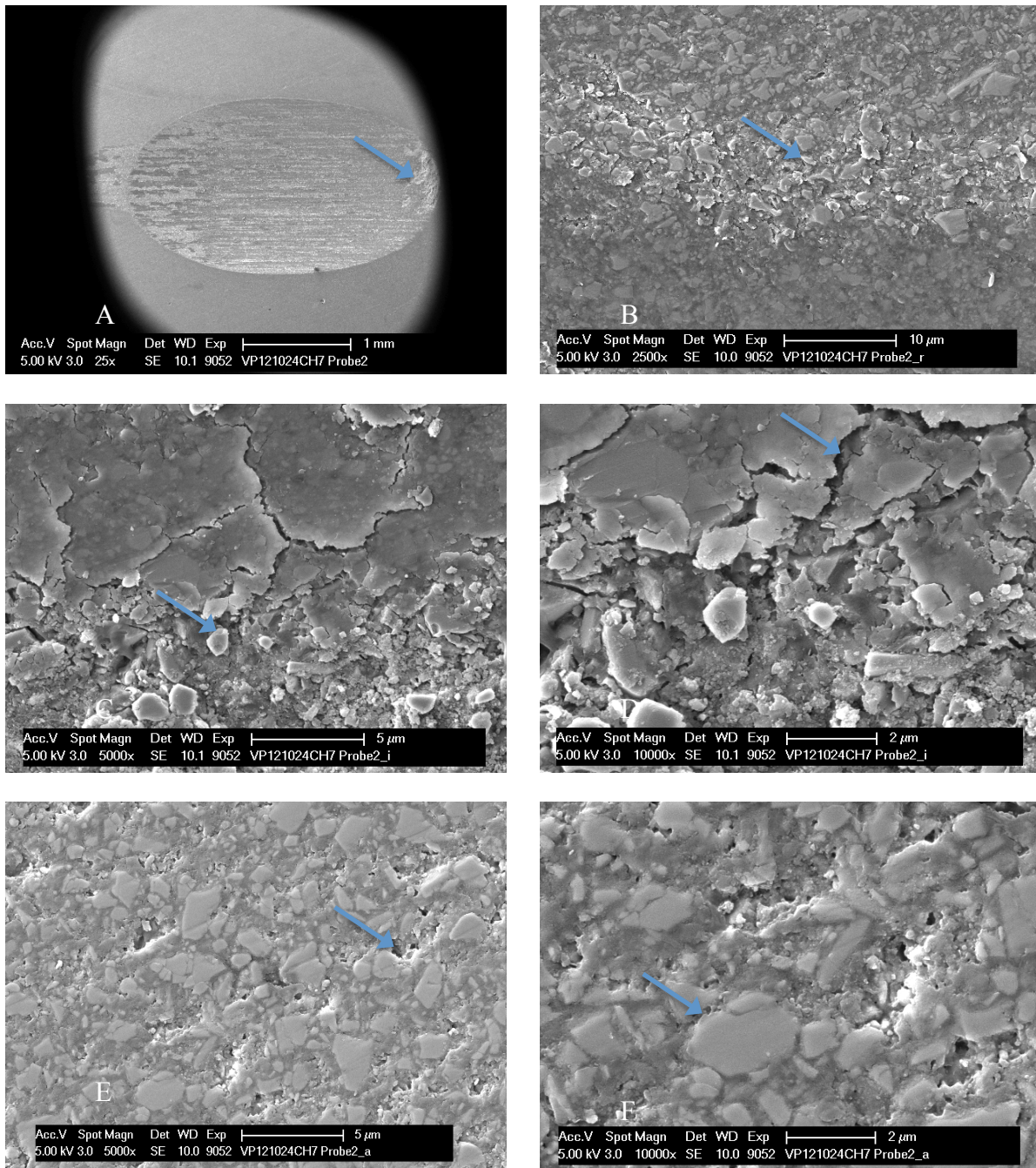


Abb. 39: REM Aufnahmen nach 200.000 KZ des experimentellen Komposits ExcomD1,5 (A) 25x Übersicht – verkrüftete Oberfläche (Pfeil), (B) 2500x Randbereich (Pfeil), (C) 5000x Zentrum – herausgebroschene Dentalglasfüllstoffkörper (Pfeil), (D) 10.000x Zentrum – Risse (Pfeil), (E) 5000x Außenbereich – politurbedingte Poren (Pfeil), (F) 10.000x Außenbereich – politurbedingte Riefen (Pfeil)

4.4.7 Proben ExcomD5

Das experimentelle Komposit ExcomD5 enthält 5 µm große Dentalglasfüllstoffkörper. Die Oberfläche ist homogen ohne Blasen (Abb. 40(A)). Der Randbereich der Abrasionsspur hat eine glatte Oberfläche. Die Füllstoffkörper sind gleichmäßig abradert (Abb. 40(B) Pfeil).

Abb. 40(C) und (D) stellen den inneren Bereich der Abrasionsspur dar. Die Dentalglasfüllstoffkörper haben zum Teil einen kleinen Spalt zur Matrix (Abb. 40(D) Pfeil). Sie wurden aber nicht vollständig herausgelöst.

In Abb. 40(E) und (F) sind die 5 µm großen Füllstoffkörper zum Teil dargestellt (Abb. 40(E) Pfeil). Auf der Oberfläche der Dentalglasfüllstoffkörper sind politurbedingte Riefen erkennbar (Abb. 40(F) Pfeil).

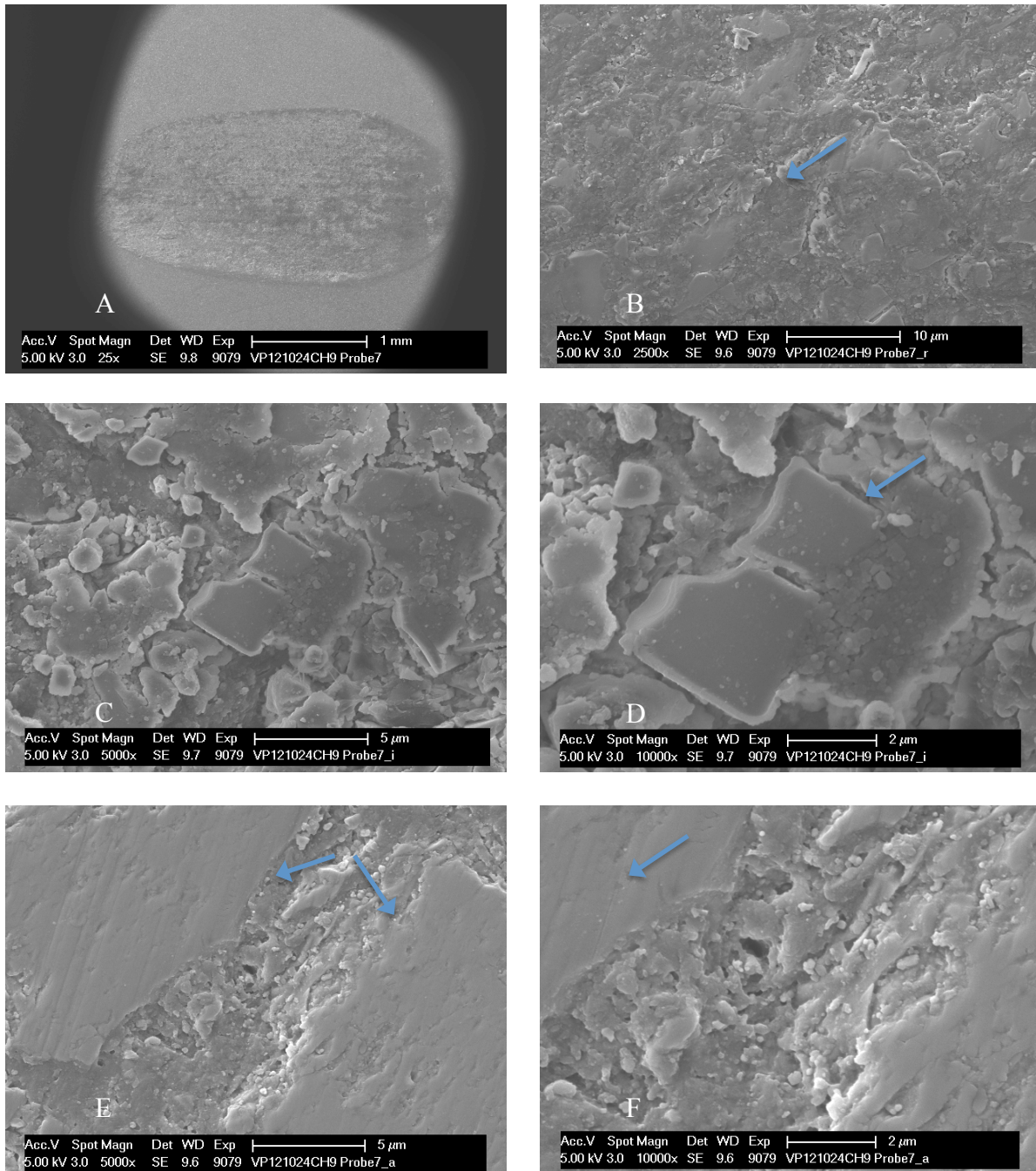
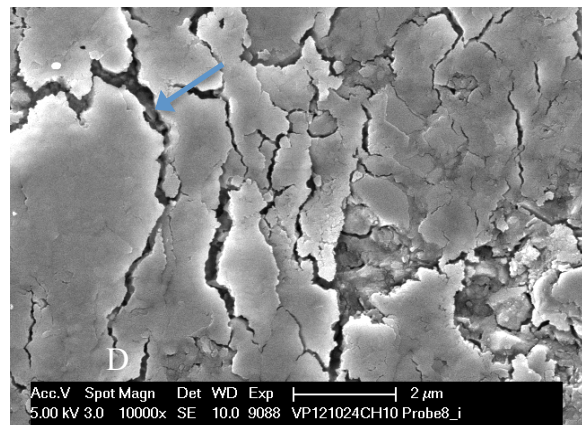
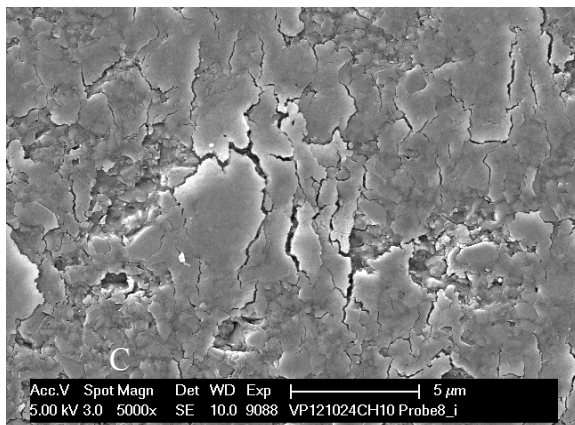
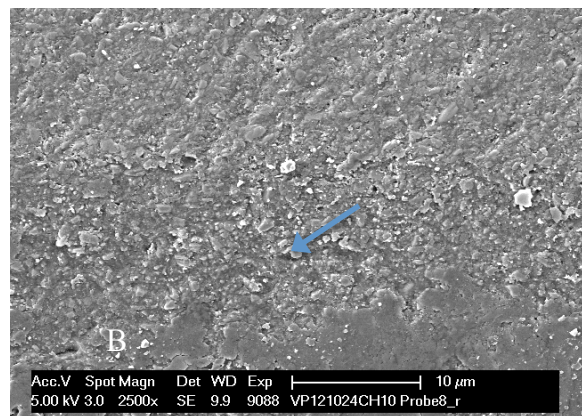
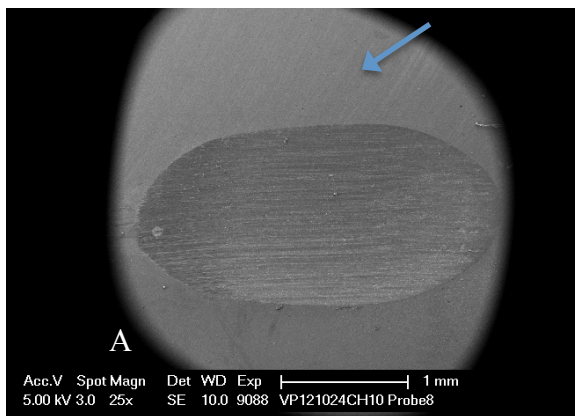


Abb. 40: REM Aufnahmen nach 200.000 KZ des experimentellen Komposits ExcomD5 (A) 25x Übersicht – homogene Oberfläche, (B) 2500x Randbereich (Pfeil), (C) 5000x Zentrum, (D) 10.000x Zentrum – Risse (Pfeil), (E) 5000x Außenbereich – Dentalglasfüllstoffkörper (Pfeil), (F) 10.000x Außenbereich – politurbedingte Schleifspuren (Pfeil)

4.4.8 Proben ExcomF0,8

Die Oberfläche in der Übersichtsaufnahme (Abb. 41(A)) ist homogen. Es sind politurbedingte Schleifspuren außerhalb der Abrasionsspur sichtbar (Abb. 41(A) Pfeil). Der Randbereich wurde in (Abb. 41(B) Pfeil) dargestellt. Die Oberfläche im unteren Bereich der Abbildung zeigt sich deutlich glatter. Die Feldspatfüllstoffkörper wurden durch die Kaubelastung in die Matrix impaktiert und gemeinsam mit der Matrix abradiert. Die Abb. 41(C) und (D) bestätigen diesen Eindruck. Die Oberfläche ist sehr glatt und mit vereinzelt Rissen durchzogen (Abb. 41(D) Pfeil).

Im Außenbereich wurden durch die Politur einzelne Feldspatfüllstoffkörper herausgebrochen (Abb. 41(E) und (F) Pfeil).



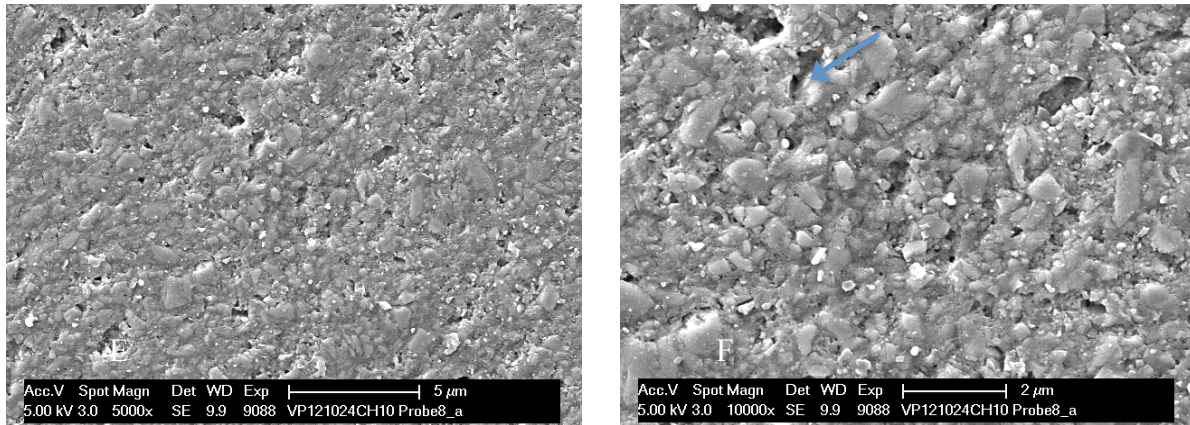
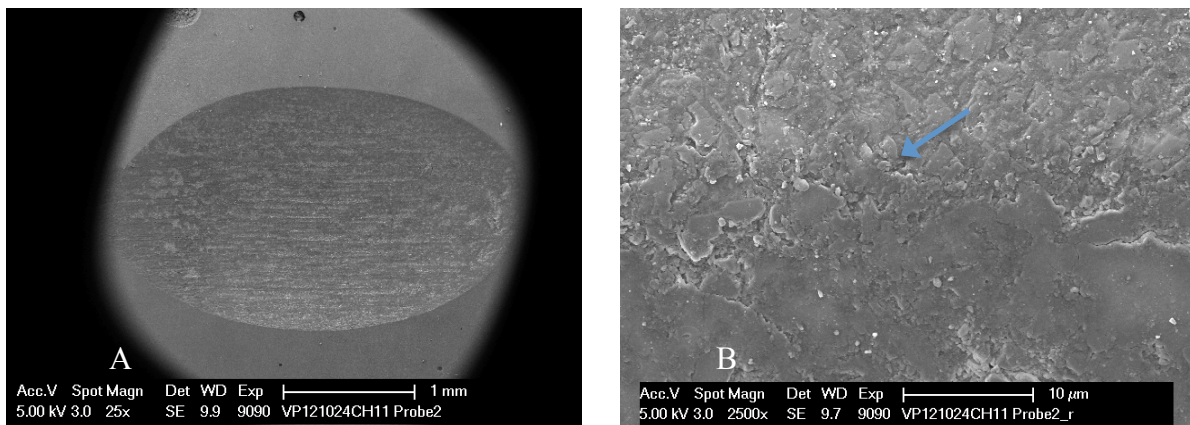


Abb. 41: REM Aufnahmen nach 200.000 KZ des experimentellen Komposits ExcomF0,8 (A) 25x Übersicht – politurbedingte Schleifspuren außerhalb der Abrasionsspur (Pfeil), (B) 2500x Randbereich (Pfeil), (C) 5000x Zentrum , (D) 10.000x Zentrum – Risse (Pfeil), (E) 5000x Außenbereich, (F) 10.000x Außenbereich – herausgebrochene Füllstoffkörper (Pfeil)

4.4.9 Proben ExcomF2

In der Übersichtsaufnahme Abb. 42(A) ist die ebene, homogene Oberfläche des experimentellen Komposits ExcomF2 dargestellt. Der Randbereich ist deutlich sichtbar in Abb. 42(B) (Pfeil). Das Zentrum der Abrasionsspur (Abb. 42(C) und (D)) ist mit mehreren Rissen durchzogen (Abb. 42(D) Pfeil). Die Oberfläche ist zerklüftet. Der Außenbereich (Abb. 42(E) und (F)) ist trotz einer Politur mit bis zu 4000 Grit feinem Papier uneben. Politurbedingte Poren sind in Abb. 42(F) mit einem Pfeil gekennzeichnet.



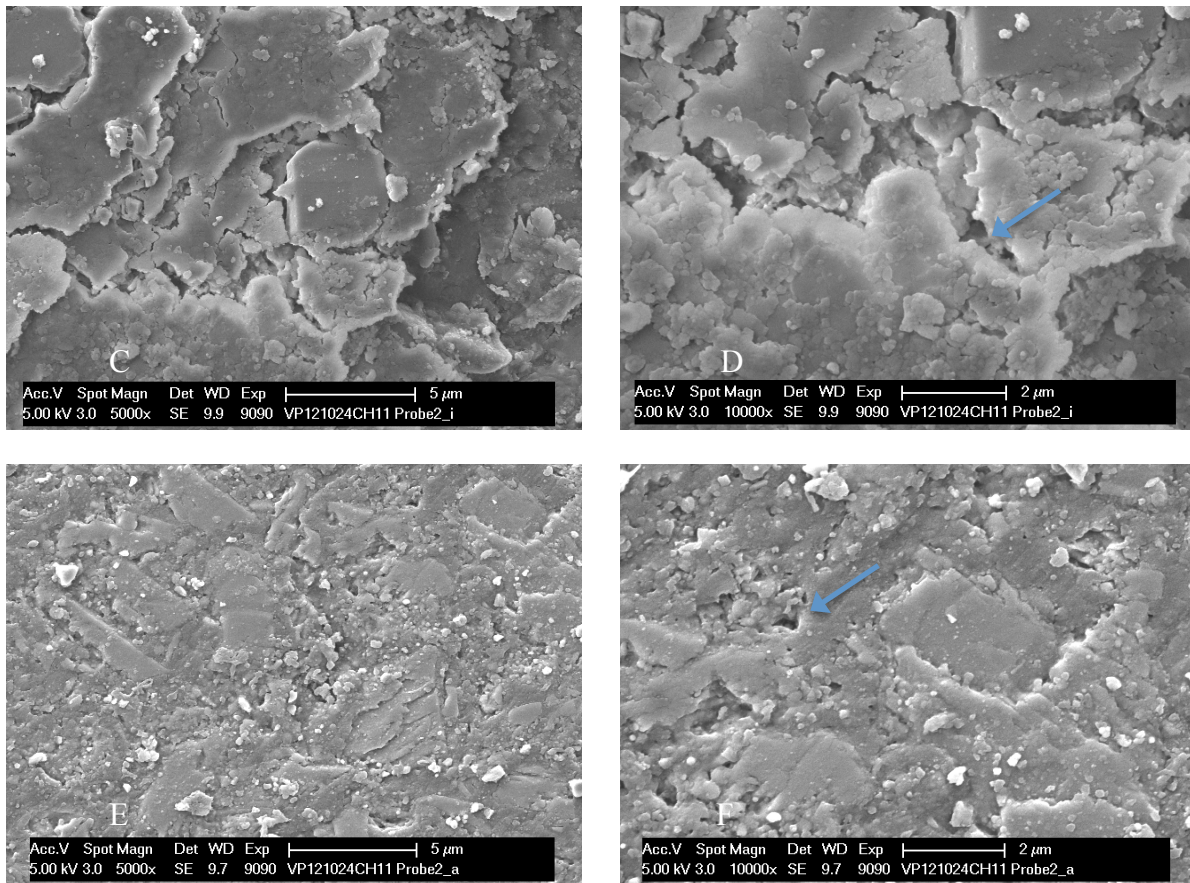


Abb. 42: REM Aufnahmen nach 200.000 KZ des experimentellen Komposits ExcomF2 (A) 25x Übersicht, (B) 2500x Randbereich (Pfeil), (C) 5000x Zentrum, (D) 10.000x Zentrum – Risse (Pfeil), (E) 5000x Außenbereich – ungleichmäßige Oberfläche, (F) 10.000x Außenbereich – politurbedingte Poren (Pfeil)

4.4.10 Proben Excomp20

Das experimentelle Komposit Excomp20 hat 20 μm große Präpolymerisate als Füllstoffkörper. In der Übersichtsaufnahme sind viele kleine Bläschen zu erkennen (Abb. 43(A) Pfeil). In Abb. 43(B) ist ein ungleichmäßiger Randbereich mit mehreren Rissen erkennbar (Abb. 43(B) Pfeil).

Abb. 43(C) und (D) zeigen das Zentrum der Abrasionsspur. In beiden Aufnahmen sind mit Pfeilen feine Risse gekennzeichnet. Ansonsten sieht die Oberfläche sehr homogen und glatt aus.

Im äußeren Bereich (Abb. 43(E) und (F)) sind politurbedingte Abrasionsspuren erkennbar (Pfeile).

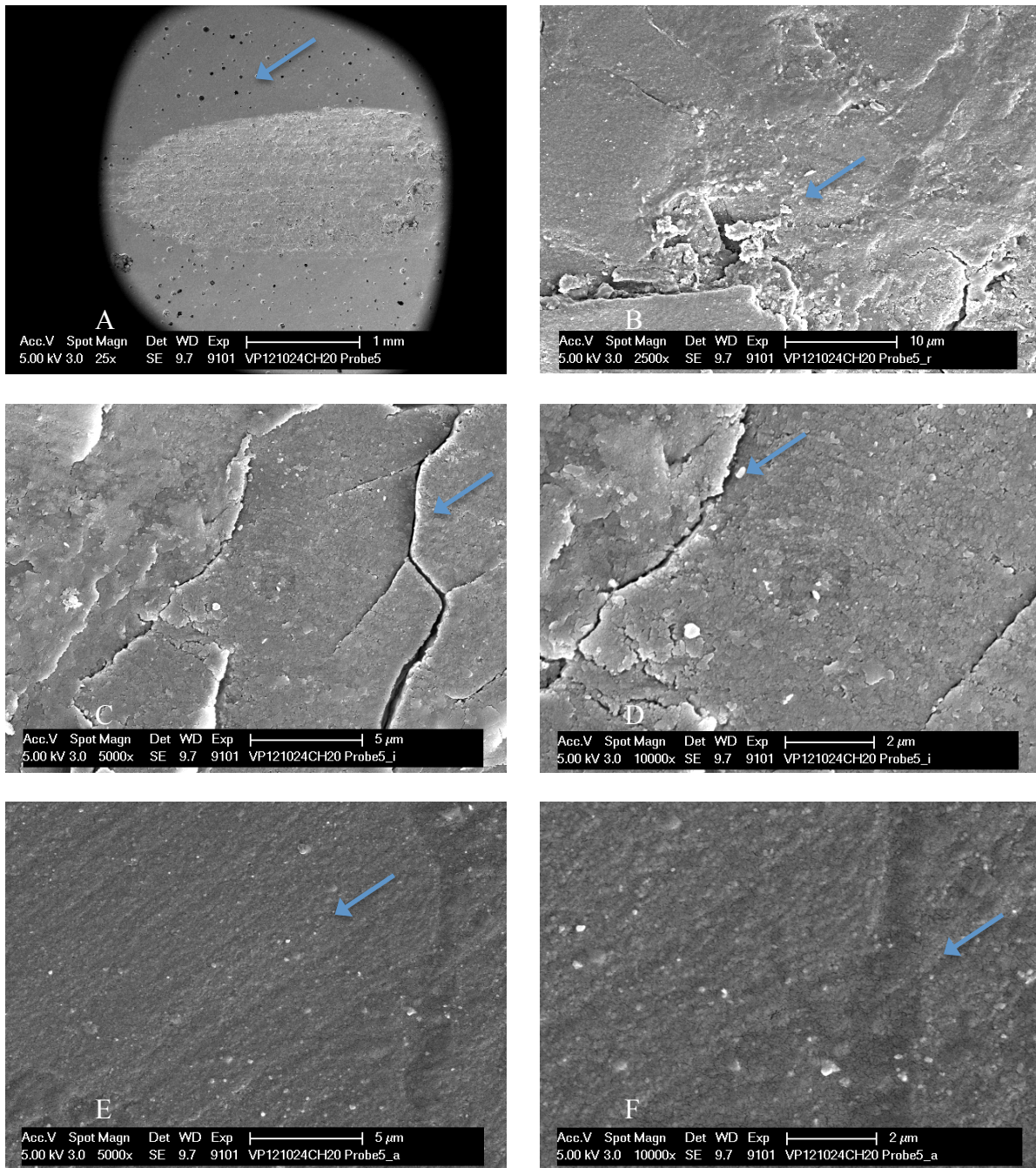


Abb. 43: REM Aufnahmen nach 200.000 KZ des experimentellen Komposits ExcompP20 (A) 25x Übersicht – Blasen (Pfeil), (B) 2500x Randbereich – ungleichmäßig (Pfeil), (C) 5000x Zentrum – Risse (Pfeil), (D) 10.000x Zentrum – Risse (Pfeil), (E) 5000x Außenbereich – politurbedingte Abrasionsspur (Pfeil), (F) 10.000x Außenbereich – politurbedingte Abrasionsspur

4.4.11 Proben ExcompP30

In Abb. 44(A) ist die Übersichtsaufnahme des experimentellen Komposits ExcompP30 dargestellt. Es sind vereinzelte kleine Blasen im Außenbereich erkennbar (Pfeil).

Der Randbereich ist homogen und daher schwer erkennbar (Abb. 44(B) Pfeil). In Abb. 44(C) sind die 30 μm großen Schollen aus präpolymerisierten Kompositsplittern dargestellt

(Abb. 44(C) Pfeil). Vereinzelte Kompositsplitter sind in der organischen Matrix verteilt (Abb. 44(D) Pfeil).

Im Außenbereich sind einige politurbedingte Poren sichtbar (Abb. 44(E) und (F) Pfeil).

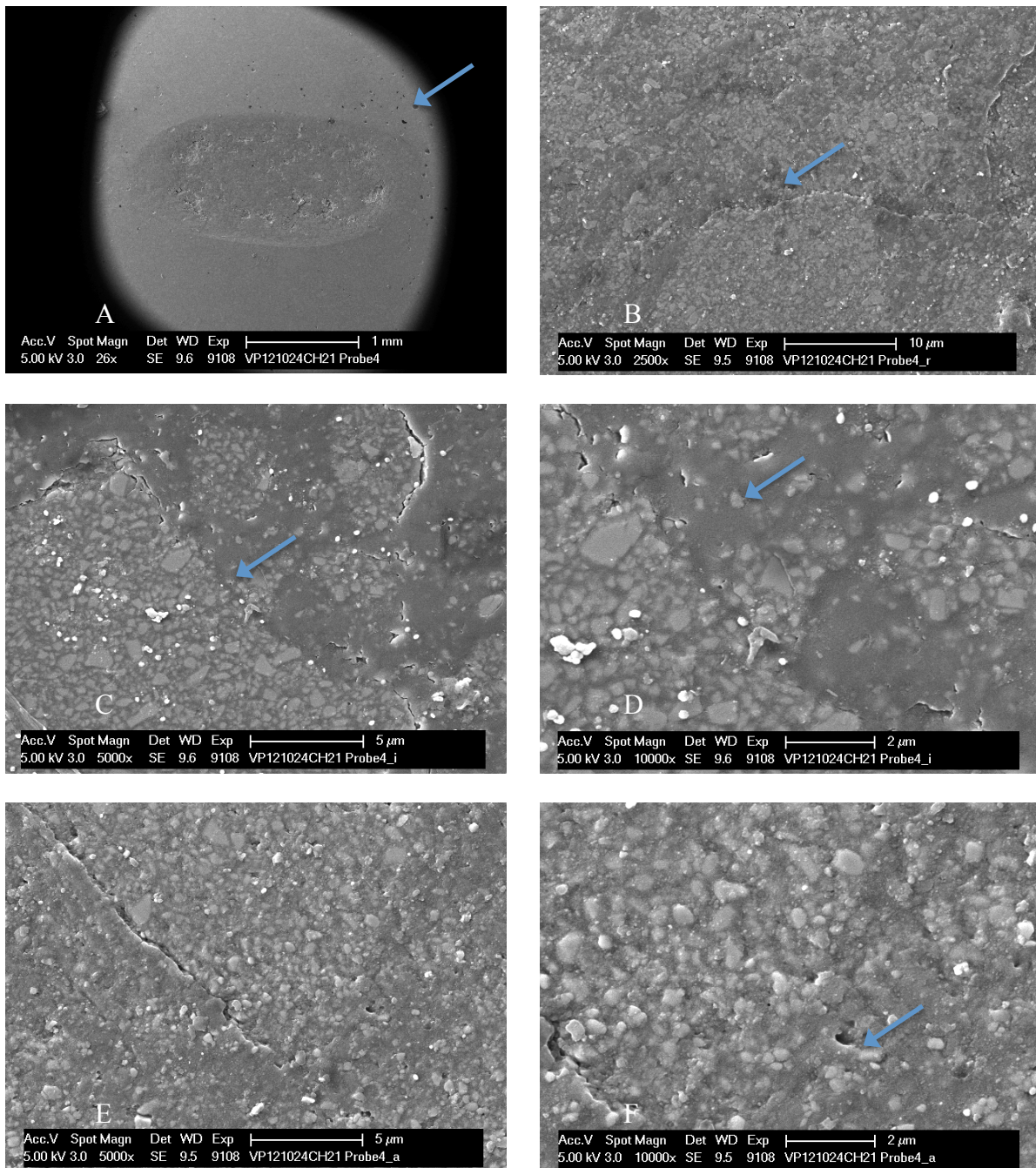


Abb. 44: REM Aufnahmen nach 200.000 KZ des experimentellen Komposits ExcompP30 (A) 25x Übersicht – kleine Bläschen (Pfeil), (B) 2500x Randbereich (Pfeil), (C) 5000x Zentrum – Scholle aus Präpolymerisation (Pfeil), (D) 10.000x Zentrum – vereinzelt Kompositsplitter in organischer Matrix (Pfeil), (E) 5000x Außenbereich, (F) 10.000x Außenbereich – politurbedingte Poren (Pfeil)

5 Diskussion

5.1 Diskussion von Material und Methode

5.1.1 Komposite

Alle Komposite wurden von der Firma Heraeus Kulzer (Wehrheim, Hessen, Deutschland) hergestellt und zur Verfügung gestellt. Es handelt sich dabei um rein experimentelle Komposite. Die Monomermatrix setzte sich bei allen experimentellen Kompositen aus 70% Bis-GMA und 30% TEGDMA zusammen. Als Photoaktivator diente Kampferchinon. 1999 wurde Phenylpropanon (PPD) als Alternative zu Kampferchinon entwickelt. Es sollte farbstabiler sein. Allerdings konnte bewiesen werden, dass durch Kampferchinon eine höhere Konversionsrate und eine höhere relative Photonenabsorption erreicht werden konnte. Daher gilt Kampferchinon als Standard-Photoinitiator in der heutigen Zeit (Albuquerque *et al.*, 2015).

Es wurden experimentelle Komposite mit 3 unterschiedlichen Füllstoffarten untersucht. Darunter befanden sich 7 experimentelle Komposite mit Dentalglasfüllstoffkörpern, zwei mit Feldspatfüllstoffkörpern und zwei mit Kompositsplittern, die in Form von Präpolymerisaten vorlagen. Die Füllstoffe lagen in unterschiedlichen Füllstoffkorngrößen vor. In der Gruppe der Dentalgläser wurden Füllstoffe in der Größe von 0,18 μm , 0,4 μm , 0,7 μm , 0,85 μm , 1 μm , 1,5 μm und 5 μm untersucht. Die Gruppe der Feldspatkeramiken setzte sich zusammen aus zwei experimentellen Kompositen mit den Füllstoffkorngrößen 0,8 μm und 2 μm . Die Präpolymerisate hatten eine Größe von 20 μm und 30 μm .

Die Herstellung solcher Komposite mit unterschiedlichen Füllstoffkorngrößen ist laut Hersteller ein aufwendiger Prozess. Daher wurden bisher größtenteils Studien mit aktuell auf dem Markt vorhandenen Kompositen durchgeführt (Al Khuraif, 2014; Göhring *et al.*, 2002; Manhart *et al.*, 2000; Mehl *et al.*, 2007; Zeng *et al.*, 2005).

Heintze *et al.* untersuchten 10 verschiedene auf dem Markt erhältliche restaurative Materialien auf ihr Abrasionsverhalten. Darunter waren 8 Komposite. Es handelte sich um die gängigen Komposite Heliomolar, Tetric Ceram, Chromasit, SureFil Shade, BellaGlass enamel light, Estenia Enamel und Targis Incisal. Die Komposite unterschieden sich sowohl in der Matrixzusammensetzung, Füllstoffart und Füllstoffkorngröße. Die getesteten Komposite setzen sich aus den unterschiedlichsten Füllstoffarten zusammen. Es wurden Borsilikate, Copolymere, Siliciumdioxid, Aluminiumoxid, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Si-Silikate und Bariumglas in unterschiedlichen Mengen, Kombinationen und Füllstoffkorngrößen eingesetzt. Die

Füllstoffkorngrößen bewegten sich in der Größenordnung von 0,6 µm bis 40 nm. Das Komposit Chromasit z.B. setzte sich zusammen aus 56% Kopolymeren und 10% 40 nm großen Siliciumdioxidpartikeln (Heintze *et al.*, 2005b). Da die Matrixzusammensetzung bei den jeweiligen Kompositen auch unterschiedlich war, kann von keinem standardisierten Verfahren zur Abrasionstestung gesprochen werden.

Um eine Vergleichbarkeit der Komposite im Hinblick auf die Matrix zu erhalten, wurde in dieser Studie die Matrixzusammensetzung und die Herstellungsart bei allen experimentellen Kompositen konstant gehalten. Die Kunststoffe variierten ausschließlich in der Füllstoffkorngröße und Füllstoffart. Somit konnte die Abhängigkeit des Abrasionsverhaltens allein von der Füllstoffkorngröße und Füllstoffart untersucht werden.

5.1.2 Probenherstellung

Die experimentellen Komposite wurden in vorgefertigte Probeteller aus Aluminium gefüllt und ausgehärtet. Um einen festen Halt zu gewähren, wurden die Innenflächen der Probeteller vorher mit 250 µm Korund ausgestrahlt. Hahnel *et al.* und Lutz *et al.* verwendeten auch standardisierte Aluminiumbehälter mit 8 mm Durchmesser zur Probenherstellung (Hahnel *et al.*, 2011; Lutz *et al.*, 1992). Hierdurch erreicht man eine gleichmäßige Schichtdicke des experimentellen Komposits und somit eine deutliche Verringerung der Fehlerquellen bei der Probenherstellung.

Die Polymerisation erfolgte mit einer Bluephase 20i von Ivoclar 4 x 40 s quadrantenweise.

Eine unzureichende Polymerisation schwächt die Abrasionsstabilität eines Komposits (Al Khuraif, 2014; Condon & Ferracane, 1997a). Eine zu große Wärmezufuhr, wie sie z.B. bei der Polymerisation auftreten kann, kann zu Pulpaschäden führen (Plant *et al.*, 1974). Um die Versuchsbedingungen den Prozessen *in vivo* anzunähern, wurde der Soft-Modus verwendet.

5.1.3 Herstellung der Antagonisten

Keramikkugeln aus Aluminiumoxid dienten als Antagonisten für den Abrasionsversuch im Kausimulator. Aluminiumoxid ist ein gängiger Ersatz für Schmelzantagonisten (Suwannaroop *et al.*, 2011). Durch fabrikgefertigte Keramikantagonisten erreicht man eine gleichmäßige Form und Oberfläche (Heintze, 2006). Diese stabile und glatte Oberfläche gewährleistet eine qualitativ und quantitativ gleichmäßige Verschleißtestung (Ghazal & Kern, 2009a). Hierdurch wird die Reproduzierbarkeit der Versuche gewährleistet.

Die Form und Oberflächenbeschaffenheit des Antagonisten hat laut Lutz *et al.* einen großen Einfluss auf das Abrasionsverhalten des experimentellen Komposits (Lutz *et al.*, 1992). Daher ist es auch hier wichtig einen standardisierbaren Antagonisten zu wählen.

Zur Nachbildung der menschlichen Kauvorgänge liegt es nahe, humanen Schmelz in Form von extrahierten Zähnen für die Kausimulation zu verwenden. Allerdings unterscheiden sich Antagonisten aus Schmelz in ihrer Morphologie und Mikrostruktur (Krejci *et al.*, 1999). Durch aufwendige Polierverfahren wurde versucht, die Form der Schmelzantagonisten anzugleichen. Allerdings ist es nicht möglich exakt gleiche Höcker zu erstellen. Daher ist diese Art der Antagonisten schwer standardisierbar (Wassell *et al.*, 1994). Der 20-100 µm dicke aprismatische Schmelz ist widerstandsfähiger als der prismatische Schmelz darunter. Aus diesem Grund sind stark polierte Schmelzantagonisten weniger abrasionsstabil (Krejci *et al.*, 1999). Die unterschiedliche Morphologie von Schmelzantagonisten mag die Realität in der menschlichen Mundhöhle am Besten widerspiegeln (Göhring *et al.*, 2002). Für einen detaillierten Abrasionsvergleich mehrerer Komposite, wie in dieser Studie, ist eine Variation innerhalb der Antagonisten nicht erwünscht.

Fabrikgefertigte Steatitkugeln wurden bereits in mehreren Abrasionsstudien als Antagonisten verwendet (Hahnel *et al.*, 2011; Wassell *et al.*, 1994). Steatit und Schmelz haben ähnliche Vickershärten (Wassell *et al.*, 1994). Allerdings folgten aufgrund der grobkörnigen Oberfläche von Steatit erhöhte Abrasionsraten. Außerdem wurden auch Abrasionsspuren am Steatitantagonisten selbst gefunden (Turssi *et al.*, 2003). Hierdurch wurden die Form und die Oberfläche zusätzlich verändert, sodass nicht von einem standardisierbaren Antagonisten gesprochen werden kann.

5.1.4 Thermische Belastung

Die Mundhöhle ist ein komplexes System. Durch Nahrungsaufnahme kommt es ständig zu Schwankungen in der Temperatur (Gale & Darvell, 1999).

Zur Simulation der oralen Begebenheiten wurden alle Proben zunächst einer Thermowechselbelastung ausgesetzt. Hierfür wurden die Proben abwechselnd in zwei Bäder mit 5 °C und 55 °C warmen destilliertem Wasser für jeweils 30 s getaucht.

In zahlreichen Studien wurden diese Temperaturvorgaben mit geringen Abweichungen für Thermowechselbelastungen übernommen (Ghazal & Kern, 2009b; Göhring *et al.*, 2002; Hahnel *et al.*, 2011; Mehl *et al.*, 2007).

Die Temperaturangaben basieren auf *in vivo* Untersuchungen. Es wurden bereits 1974 die Temperaturschwankungen an Zahnoberflächen mit Hilfe von Temperatursonden gemessen

(Plant *et al.*, 1974). Die Untersuchungen erfolgten an unterschiedlichen Bereichen der Mundhöhle (Palmer *et al.*, 1992). Daraus ergab sich, dass die Temperaturschwankungen in der Mundhöhle am häufigsten zwischen 4,4 °C und 55 °C lagen (Plant *et al.*, 1974). Somit ist die Wahl der Temperaturbäder von 5 °C und 55 °C gerechtfertigt.

Die Ausgangstemperatur an der Zahnoberfläche beträgt im Ruhezustand 35,2 °C (Spierings *et al.*, 1987).

Laut Gale und Darvell kann von durchschnittlichen Temperaturschwankungen von 20 bis 50 Mal pro Tag ausgegangen werden. Hochgerechnet ergibt das etwa 10.000 Zyklen pro Jahr (Gale & Darvell, 1999). Mit den 5000 Zyklen dieser Studie erreichte man somit zirka eine thermische Belastung von etwa einem halben Jahr.

5.1.5 Mechanische Belastung

Es wurde ein computergesteuerter Kausimulator der Firma Willytec verwendet. Es erfolgte sowohl die vertikale Belastung der Proben, als auch eine horizontale Verschiebung unter Kontakt. Dies kann die komplexen Kaubewegungen eines Menschen nicht komplett simulieren. Man erreichte durch ausgewählte Untersuchungsparameter eine reproduzierbare Kaubelastung für die einzelnen Proben. Die Prüfkörper wurden insgesamt einer Belastung von 50 N für 200.000 Kauzyklen ausgesetzt. Als Antagonisten dienten Keramikugeln. Der Versuch erfolgte in 8 gleichen Kammern mit destilliertem Wasser.

Es wurde in dieser Studie eine Kaukraft von 50 N gewählt. Dies korreliert mit zahlreichen Versuchsdesigns früherer Abrasionsstudien (Heintze *et al.*, 2005b; Manhart *et al.*, 2000; Mehl *et al.*, 2007; Zeng *et al.*, 2005).

In dieser Studie wurde die Zwei-Medien Abrasion durchgeführt. Es wurde darauf geachtet, dass ein direktes Aufeinandertreffen von Antagonist und Probe erfolgt. Damit abradierte Partikel auf der Probenoberfläche nicht zusätzlich als abrasives Medium wirken konnten, erfolgte die komplette Kausimulation in destilliertem Wasser. Hierdurch sollte eine Verfälschung des Abrasionsverhaltens verhindert werden. Außerdem sollte das feuchte Milieu der Mundhöhle simuliert werden (Ghazal & Kern, 2009a).

Eine Zyklenanzahl von 1.200.000 entspricht einer klinischen Belastung von 5 Jahren (Ghazal *et al.*, 2008).

Der Zwei-Achsen Kausimulator von Willytec ist computergesteuert (Heintze, 2006). Dadurch soll eine reproduzierbare Krafteinwirkung auf die Probe gewährleistet sein. Der Kausimulator von Willytec wurde bereits in zahlreichen anderen Studien verwendet (Ghazal *et al.*, 2008; Manhart *et al.*, 2000; Mehl *et al.*, 2007). Dies ist eine einfache Methode statische Kraftein-

wirkung auf eine Probe auszuüben (Steiner *et al.*, 2009). Allerdings kann es zu unkontrollierbaren Kraftimpulsen auf die Probe kommen. Die Krafteinwirkung setzt sich zusammen aus dem Gewicht (5 kg) und der Geschwindigkeit (20 mm/s) (Heintze, 2006). Die initiale Krafteinwirkung beim Primärkontakt des Antagonisten auf die Probe könnte somit höher sein als in den Messparametern angegeben (Steiner *et al.*, 2009). Außerdem besteht im Willytec Kausimulator keine Möglichkeit die Krafteinwirkung in den einzelnen Kammern miteinander abzugleichen. Rues *et al.* fanden heraus, dass es beim Aufkommen des Antagonisten auf die Probe zu einem Abprallen kommt. Außerdem haben ihre Messungen Unterschiede zwischen den 8 Testkammern ergeben (Rues *et al.*, 2011). Laut Rues *et al.* verhindern Dämpferelemente das Abprallen des Antagonisten von der Probe und gleichen die Unterschiede der Krafteinwirkung aller 8 Kammern aus. Daher wurden diese Dämpferelemente in dieser Studie verwendet.

5.1.6 Eingesetzte Analyseverfahren

Zur Oberflächenanalyse und Berechnung des Volumenabtrages und des tiefsten Punktes wurden die Proben mit Hilfe eines optischen Sensors (FRT MicroProf) eingelesen. Der Vorteil eines optischen Sensors ist die berührungsfreie Messung der Probenoberfläche (Visscher & Struik, 1994). Daher ist keine Anfertigung von Replikamodellen erforderlich. Weiterhin ist ein Aufbringen von Pulvern auf die Probenoberfläche, wie z.B. bei einigen 3D Laserscannern, nicht notwendig. Die Proben bleiben in ihrer ursprünglichen Form und können im Anschluss weiteren Untersuchungen unterzogen werden. In dieser Studie wurden die Proben nach einer Kaubelastung von 50.000 KZ, 100.000 KZ und 200.000 KZ jeweils im FRT MicroProf untersucht. Nach jeder Untersuchung konnte der Versuch ohne weitere Maßnahmen fortgeführt werden.

Das FRT MicroProf wurde bereits für Rauheitsmessungen nach Zahnbürstenabrasionsversuchen angewendet (Al Khuraif, 2014; Heintze & Forjanic, 2005). Ein weiteres Einsatzgebiet waren Untersuchungen von Spalten an Füllungsrandern (Heintze *et al.*, 2005a). Das FRT MicroProf liefert laut Heintze *et al.* optimale Informationen zur Rauheit, Topographie und Konturen von Oberflächen (Heintze *et al.*, 2006).

Nach Abschluss des Abrasionsversuches wurden die Proben im REM untersucht. Die REM-Analyse ist heutzutage eine gängige Form die Qualität einer Probenoberfläche zu untersuchen. In zahlreichen Studien zur Abrasionsbeständigkeit von dentalen Materialien wurden REM-Untersuchungen vorgenommen (Frankenberger *et al.*, 2005; Krejci *et al.*, 1999; Lutz *et al.*, 1992; Mehl *et al.*, 2007; Zeng *et al.*, 2005). Mit Hilfe einer REM-Analyse kann von dem

Verschleißmuster die mechanische Beständigkeit eines dentalen Restaurationsmaterials abgeleitet werden (Condon & Ferracane, 1997b).

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Ergebnisse der Oberflächenanalyse

Die statistische Auswertung hat ergeben, dass zu allen drei Zeitpunkten der Volumenabtrag in Korrelation zum tiefsten Punkt der Abrasionsspur steht.

Die geringste Abrasion unter den dentalglasgefüllten Kompositen wurden bei ExcomD1 (MW V200 0,19 mm³) erzielt. Die experimentellen Komposite ExcomF0,8 (MW V200 0,29 mm³) und ExcomF2 (MW V200 0,45 mm³) haben im Vergleich zu den dentalglasgefüllten Kompositen ähnlicher Korngrößen einen deutlich höheren Volumenabtrag. Wobei ExcomF2 im Gesamtvergleich den höchsten Abrasionsverschleiß zeigte. Den niedrigsten Volumenverlust zeigten Excomp20 (MW V200 0,15 mm³) und Excomp30 (MW V200 0,11 mm³). Dabei handelt es sich um Komposite mit Präpolymerisaten als Füllstoffkörper.

Innerhalb der dentalglasgefüllten experimentellen Komposite schwankten die Werte des mittleren Volumenverlustes V200 geringfügig zwischen 0,19 mm³ und 0,27 mm³. Ein geringer Trend, je größer die Füllstoffkorngröße desto größer die Abrasion, war zu sehen. Alle experimentellen Komposite setzten sich zusammen aus 70% Füllstoffkörpern und 30% organischer Matrix.

Füllstoffkörper schützen die „weichere“ Matrix vor Abrasion (Fan *et al.*, 1979; Palaniappan *et al.*, 2012). Daraus ergibt sich die Schlussfolgerung, dass dicht gefüllte Komposite abrasionsstabiler sind (Palaniappan *et al.*, 2012). Klassische Komposite enthalten Füllstoffkorngrößen von 1-5 µm, mikrogefüllte Komposite 0,04 - 0,05 µm (Suzuki *et al.*, 2009).

In dieser Studie wurde der Füllstoffkörpergehalt konstant bei 70% gehalten. Eine mögliche Erklärung für den geringeren Abrasionsverschleiß von ExcomD0,18, ExcomD0,4, ExcomD0,7 und ExcomD0,85 gegenüber ExcomD1,5 und ExcomD5 könnten die geringere Füllstoffkorngröße und die damit verbundene Verteilung der Füllstoffkörper in der Matrix sein. Bei einer Füllstoffkorngröße von 0,18 µm bis 0,85 µm können bei 70 Gew.% mehr einzelne Füllstoffkörper hinzugefügt werden als bei Füllstoffkorngrößen von 1,5 µm und 5 µm. Diese kleineren Füllstoffkörper liegen somit in einer höheren Anzahl vor und können sich gleichmäßiger in der Matrix verteilen. Dadurch werden die Abstände zwischen den Füllstoffkörpern kleiner und weniger Matrix liegt frei. Dies wäre eine mögliche Erklärung für den geringeren Volumenverlust bei den experimentellen Kompositen mit kleineren Füllstoffkörpern (Zhou & Zheng, 2008).

Eine Ausnahme stellt ExcomD1 dar. Es zeigte den geringsten Verschleiß bei einer Füllstoffkorngröße von 1 μm . Der Verschleißprozess kann auf unterschiedliche Arten geschehen. Eine Verschleißart ist die oben erwähnte Abrasion der Polymermatrix. Diese kann soweit fortschreiten bis die Füllstoffkörper sukzessiv freigelegt werden. Bei fortgeschrittenem Verschleiß brechen die freigelegten Füllstoffkörper heraus (Suzuki *et al.*, 2009). Je größer die Füllstoffkörper, desto größer ist der Abstand der einzelnen Füllstoffkörper innerhalb des Matrixgefüges voneinander. Wenn die Matrix durch Abrasion verloren geht, liegt bei großen Füllstoffkörpern mehr Fläche frei und der Angriffshebel ist größer, um diese herauszubrechen. Wenn ein großer Füllstoffkörper im Ganzen herausgebrochen wird, hinterlässt er einen großen Krater, wodurch der Volumenverlust rapide steigt (Johnsen *et al.*, 2011). Dies könnte erklären, warum der Abrasionsverschleiß bei ExcomD1,5 und ExcomD5 höher ist als bei ExcomD1 (siehe Kapitel 5.2.2 Diskussion der Ergebnisse der REM-Analyse). ExcomD1 ist mit einer Füllstoffkorngröße von 1 μm gerade an der Grenze von konventionell gefüllten Kompositen zu mikrogefüllten Kompositen (Suzuki *et al.*, 2009). Laut Zhou und Zhen sind Komposite mit einer Füllstoffkorngröße $< 1 \mu\text{m}$ am abrasionsstabilsten (Zhou & Zheng, 2008). Johnson *et al.* stellte in einer Studie fest, dass Komposite mit einer mittleren Korngröße von 0,5 μm und einer mittleren Füllungsdichte am widerstandsfähigsten seien (Johnsen *et al.*, 2011). Die Ergebnisse dieser Studie widersprechen diesen Aussagen. Berücksichtigt werden muss allerdings auch, dass nicht nur die Größe der Füllstoffkörper, sondern auch die Zusammensetzung und Struktur bei Abrasionsphänomenen eine wichtige Rolle spielen.

Zu einer weiteren Gruppe können ExcomF0,8 und ExcomF2 zusammengefasst werden. Sie bestehen aus 0,8 μm und 2 μm großen Feldspatfüllstoffkörpern. Sie zeigten zu allen drei Zeitpunkten (V50, V100, V200) höhere Verschleißvolumina als dentalglasgefüllte Komposite ähnlicher Korngrößen.

Zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften von Kompositen werden Füllstoffkörper während der Produktion mit einer Silanschicht bedeckt. Alle Füllstoffkörper dieser Studie wurden mit 3-Methacryloxypropylsilanol silanisiert. Es wurde eine Silanaufgabemenge von 0,5% gewählt. Dies soll einen guten Haftverbund zwischen organischer Matrix und Füllstoffkörper gewährleisten. Der Füllstoffkörper-Matrix-Verbund ist unter anderem einer der Hauptfaktoren, der Einfluss auf das Abrasionsverhalten von Kompositen hat (Matinlinna *et al.*, 2004; Shirai *et al.*, 2000). Die Feldspatfüllstoffkörper scheinen trotz Silanisierung einen mangelnden Verbund zur Matrix aufzuweisen.

Excomp20 und Excomp30 enthalten präpolymerisierte Füllstoffkörper in einer Größe von 20 μm und 30 μm . Diese Füllstoffkörper setzen sich zusammen aus vielen Mikrofüllern. Die-

se liegen als Cluster vor und bilden die großen Füllstoffkörper. Kommerziell verfügbar sind zusätzlich Kompositwerkstoffe, die Nanofüller enthalten. Ihnen wird nachgesagt, dass sie die guten mechanischen Eigenschaften von Hybriden und die gute Polierbarkeit von Mikrofüllern kombinieren (Suzuki *et al.*, 2009). Diese experimentellen Komposite zeigten den niedrigsten Abrasionsverschleiß.

5.2.2 Ergebnisse der REM-Analyse

Mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskopes erfolgte die qualitative Beurteilung der Probenoberfläche. Von jedem experimentellen Komposit wurde ein Übersichtsbild in der kleinstmöglichen Vergrößerung gemacht. Anschließend wurde jeweils eine Aufnahme in 2500-facher Vergrößerung vom oberen Randbereich angefertigt. Weitere Aufnahmen erfolgten im Zentrum der Abrasionsspur und im Außenbereich mit 5000-facher und 10.000-facher Vergrößerung.

Auf REM-Aufnahmen sind die einzelnen Bestandteile der Komposite erkennbar. Man kann zwischen organischer Matrix und Füllstoffkörpern unterscheiden. Außerdem ist die Beschaffenheit der Probenoberfläche beurteilbar. Zum Beispiel stellen sich abgeplatzte Bereiche auf der Probenoberfläche als Folge von Ermüdungserscheinungen durch die Belastung dar (Palaniappan *et al.*, 2012). Sie dienen zum Verständnis der Abrasionsphänomene, die bei der optischen Analyse quantitativ beschrieben wurden.

Innerhalb der dentalglasgefüllten experimentellen Komposite stieg die Füllstoffkorngröße von 0,18 μm bis 5 μm an. Die Rissbildung und Inhomogenität der Oberfläche nahm mit der Füllstoffkorngröße zu. Laut Kim *et al.* kommt es durch die Füllstoffkörper zur Umleitung von Mikrorissen. Hierdurch werden die Füllstoffkörper nach Krafteinwirkung ausgelenkt. Dies kann nach der Verschmelzung von Mikrorissen zu einem großen Riss führen (Kim *et al.*, 1994). Mit der Häufigkeit des Auftretens von Rissen und Rauheiten auf der Kompositoberfläche stieg auch der Volumenverlust an.

Auf einigen REM-Aufnahmen ist ein dünner Film auf der Kompositoberfläche erkennbar. Dieser ist zum Teil mit Mikrorissen durchzogen. Nagarajan *et al.* beschrieben diesen Film als eine Mischung aus Reaktionsprodukten (wie z.B. Silikate) und Kompositfragmenten (organische Matrix und kleine Füllstoffkörper). Der Verschleißprozess besteht aus Formation und Entfernung dieses oberflächlichen Films (Nagarajan *et al.*, 2004).

Das experimentelle Komposit ExcomD1 hat eine homogene Oberfläche mit sehr wenigen Rissen. Es wurden kaum Füllstoffkörper aus der Matrix gelöst. Es hat unter den dentalglasgefüllten Kompositen den niedrigsten Volumenabtrag. ExcomD1,5 und ExcomD5 hatten höhere

Verschleißerscheinungen. Die REM-Aufnahmen zeigten große Füllstoffkörper, die zum Teil aus der Matrix herausgelöst wurden. Je größer Partikel sind, desto leichter verlieren sie den Halt unter Belastung und gehen verloren (Palaniappan *et al.*, 2012). Durch äußere Einflüsse kann es außerdem zur Schwächung der Silanschicht kommen. Dies führt dann zu Ermüdungserscheinungen am Füllstoffkörper-Matrix-Verbund (Matinlinna *et al.*, 2004). Dieser Verbund ist essentiell für die Abrasionsbeständigkeit von Kompositen (Shirai *et al.*, 2000).

Wie Shirai *et al.* bereits feststellten, ist der Füllstoffkörper-Matrix-Verbund einer der Hauptfaktoren für die Verschleißfestigkeit von Kompositen (Shirai *et al.*, 2000). Die experimentellen Komposite ExcomF0,8 und ExcomF2 setzten sich zusammen aus 0,8 μm beziehungsweise 2 μm großen Feldspatfüllstoffkörpern. Um einen optimalen Halt mit der Matrix zu erlangen werden Füllstoffkörper in der Regel silanisiert. Silanisierte Füllstoffkörper verringern die Viskosität eines Komposits und verbessern die physikalischen Eigenschaften. Außerdem verringern Silane die Aufnahme von Wasser bei Kompositen (Matinlinna *et al.*, 2004). In diesem Fall wurden sowohl die Dentalglasfüllstoffkörper als auch die Feldspatfüllstoffkörper mit 3-Methacryloxypropyltrimethoxisilan silanisiert. Der Verbund der Füllstoffkörper wird durch eine Kondensationsreaktion zwischen den Silanolgruppen und Hydroxygruppen der Mineraloberfläche erreicht (Eichner & Kappert, 2005). Sowohl beim Dentalglas als auch beim Feldspat handelt es sich um ein Silikat (Neukirchen & Ries, 2014), sodass der Verbundmechanismus gleich sein sollte. Ein Unterschied könnte an der Konzentration von reaktiven Hydroxygruppen an der Oberfläche der Mineralien liegen. Da bei Dentalglas bekannt ist, dass der Silanisierungsgrad maßgeblichen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften und das Abrasionsverhalten hat, kann eine mögliche Erklärung für den mangelnden Verbund des Feldspats mit der Matrix eine mangelnde Benetzung des Silans an der Füllstoffkörperoberfläche sein.

Es resultierte vor allem bei ExcomF2 eine sehr unebene, von Rissen durchzogene Oberfläche in der Abrasionsspur. Raue, unebene Oberflächen von Restaurationen können die Plaqueakkumulation fördern und somit das Kariesrisiko an Füllungsrandern oder die Entstehung von Parodontitiden verstärken (Al Khuraif, 2014). Daher scheint Feldspat kein geeigneter Füllstoffkörper für dentale Komposite zu sein. Weitere Studien hierfür wären sinnvoll um diesen Verdacht verifizieren zu können.

ExcomP20 und ExcomP30 zeigten eine sehr homogene Oberfläche auf den REM-Aufnahmen. Es wurden kaum Füllstoffkörper herausgebrochen. Sie hatten den niedrigsten Volumenverlust. ExcomP20 zeigte im Zentrum der Abrasionsspur vereinzelte Risse auf. Beide experimentellen Komposite setzten sich zusammen aus Mikrosplittern, die in 20 μm bzw. 30 μm großen Clustern vorlagen. Suzuki *et al.* fanden in ihrer Studie heraus, dass präpolyme-

risierte Füller nach Belastung gut in der Matrix integriert bleiben. Die Kompositoberfläche wurde gleichmäßig abradert (Suzuki *et al.*, 2009). Hybridkomposite sind laut Zhou und Zheng abrasionsstabiler. Die Oberfläche ist glatter aufgrund des reduzierten Matrixraumes zwischen den Füllstoffkörpern. Hierdurch soll auch die Friktion zu Speisen beim Kauvorgang minimiert werden (Zhou & Zheng, 2008).

5.3 Schlussfolgerungen

Unter den Limitationen einer *in vitro* Studie ist aus den Ergebnissen folgendes zu schlussfolgern:

1. Bei identischer Provenienz anorganischer Füllstoffe nimmt die Abrasionsbeständigkeit von Kompositen mit zunehmender Füllstoffkorngröße ab. (Ausnahme Komposite mit Präpolymerisaten)
2. Feldspat scheint als Füllstoff für Komposite ungeeignet.
3. Präpolymerisate haben einen günstigen Einfluss auf die Abrasionsstabilität in der Zwei-Medien Abrasion.

6 Literaturverzeichnis

1. Albuquerque PPAC, Bertolo ML, Cavalcante LMA, Pfeifer C, Schneider LFS (2015) Degree of Conversion, Depth of Cure, and Color Stability of Experimental Dental Composite Formulated with Camphorquinone and Phenanthrenequinone Photoinitiators. *J Esthet Restor Dent.* 27:49–57
2. Albuquerque PPAC, Moreira ADL, Moraes RR, Cavalcante LM, Schneider LFJ (2013) Color stability, conversion, water sorption and solubility of dental composites formulated with different photoinitiator systems. *J Dent.* 41.
3. Anusavice KJ (2003) Dental Polymers. In Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier Ltd, pp. 160–163
4. Bedienungsanleitung FRT MicroProf. Fries Research & Technologie GmbH (2009), Version 3.9
5. Bedienungsanleitung Kausimulator SD Mechatronik. Willytec®, Version 4.1.1 (n.d.) .
6. Bowen RL (1962) Dental Filling Material Comprising Vinyl Silane Treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of Bis phenol and Glycidyl acrylate.
7. Bowen RL (1963) Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* (1939). 66:57–64
8. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A (2003) Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig* 7:63–70
9. Chen HY, Manhart J, Hickel R & Kunzelmann KH (2001) Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater*: official publication of the Acad Dent Mater 17:253–259
10. Chen M-H (2010) Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 89:549–560
11. Condon JR, Ferracane JL (1997a) In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res* 76:1405–1411
12. Condon JR, Ferracane JL (1997b) Factors effecting dental composite wear in vitro. *J Biomed Mater Res* 38:303–313
13. Cornelio RB, Wikant A, Mjøsund H, Kopperud HM, Haasum J, Gedde UW, et al. (2013) The influence of bis-EMA vs bis GMA on the degree of conversion and water susceptibility of experimental composite materials. *Acta Odontol Scand* 1–8

14. Dijken JW van (2000) Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *J Dent* 28:299–306
15. Dionysopoulos D, Koliniotou-Koumpia E, Helvatzoglou-Antoniades M, Kotsanos N (2013) Fluoride release and recharge abilities of contemporary fluoride-containing restorative materials and dental adhesives. *Dent Mater J* 32: 296–304
16. Eichner K, Kappert HF (2005) *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, Band 1. 8th edn. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
17. Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, Kilway K V, Giese GJ, Glaros AG, et al. (2007) Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater* 23:1011–1017
18. Fan PL, Powers JM & Craig RG (1979) In vitro wear of microfilled and visible light-cured composites. *J Dent Res* 58:2116–2119
19. Floyd CJE, Dickens SH (2006) Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater* 22:1143–1149
20. Frankenberger R, García-Godoy F, Lohbauer U, Petschelt A, Krämer N (2005) Evaluation of resin composite materials. Part I: In vitro investigations. *Am J Dent* 18:23–27
21. Gale M, Darvell B (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27:89–99
22. Gee AJ de, Pallav P (1994) Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent* 22 Suppl 1:21–27
23. Ghazal M, Kern M (2009a) Wear of human enamel and nano-filled composite resin denture teeth under different loading forces. *J Oral Rehabil* 36:58–64
24. Ghazal M, Kern M (2009b) The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *J Prosthet Dent* 101:342–349
25. Ghazal M, Yang B, Ludwig K & Kern M (2008) Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *Dent Mater* 24:502–507
26. Gociu M, Pătroi D, Prejmerean C, Păstrăv O, Boboia S, Prodan D, et al. (2013) Biology and cytotoxicity of dental materials: An in vitro study. *Rom J Morph Embryo* 54:261–265
27. Göhring TN, Besek MJ & Schmidlin PR (2002) Attritional wear and abrasive surface

alterations of composite resin materials in vitro. *J Dent* 30:119–127

28. Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Handel G & Rosentritt M (2011) Two-body wear of dental restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater* 4:237–244
29. Heintze SD (2006) How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 22:712–734
30. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G & Rousson V (2006) A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater* 22:1051–1062
31. Heintze SD, Forjanic M (2005) Surface roughness of different dental materials before and after simulated toothbrushing in vitro. *Oper Dent* 30:617–626
32. Heintze SD, Forjanic M, Jakob G (2005a) Automatic gap detection at restoration margins with an optical sensor in vitro. *J Adhes Dent* 7:95–105
33. Heintze SD, Zappini G, Rousson V (2005b) Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators - Results of a round robin test. *Dent Mater* 21:304–317
34. Hellwig E, Klimek A, Attin T (2013) Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterialien. In *Einführung in die Zahnheilkunde*. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, pp. 193–288
35. Hickel R (1997) Moderne Füllungswerkstoffe. *DZZ* 52:572–585
36. Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R (2005) Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *DZZ* 60:321–334
37. Jain V, Platt JA, Moore BK, Borges GA (2009) In vitro wear of new indirect resin composites. *Oper Dent* 34:423–428
38. Johnsen GF, Taxt-Lamolle SF, Haugen HJ (2011) Wear model simulating clinical abrasion on composite filling materials. *Dent Mater J* 30:739–748
39. Joshi P, Chitnis R (2008) Silorane composite system - Review Article. *Sci J II*
40. Khuraif AAA Al (2014) An in vitro evaluation of wear and surface roughness of particulate filler composite resin after tooth brushing. *Acta Odontol Scand* 72:977–983
41. Kim KH, Park JH, Imai Y, Kishi T (1994) Microfracture mechanisms of dental resin composites containing spherically-shaped filler particles. *J Dent Res* 73:499–504
42. Krejci I, Albert P, Lutz, F. (1999) The influence of antagonist standardization on wear. *J*

Dent Res 78:713–719

43. Krifka S, Spagnuolo G, Schmalz G, Schweikl H. (2013) A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers. *Biomaterials* 34:4555–4563
44. Landuyt KL Van, Nawrot T, Geebelen B, Munck J De, Snauwaert J, Yoshihara K, et al. (2011) How much do resin-based dental materials release? A meta-analytical approach. *Dent Mater* 27:723–747
45. Lewis R, Dwyer-Joyce RS (2005) Wear of human teeth: a tribological perspective.
46. Lutz F, Krejci I, Barbakow F (1992) Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. *J Dent Res* 71:1525–1529
47. Lutz F, Phillips RW (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 50:480–488
48. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH (1996) Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent*
49. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R (2000) Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dental materials : official publication of the Acad Dent Mater* 16:33–40
50. Matinlinna JP, Lassila LVJ, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK (2004) An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *IJP* 17:155–164
51. Mayworm CD, Camargo SS, Bastian FL (2008) Influence of artificial saliva on abrasive wear and microhardness of dental composites filled with nanoparticles. *J Dent* 36:703–710
52. Mehl C, Scheibner S, Ludwig K, Kern M (2007) Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. *Dent Mater* 23:1382–1389
53. Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP (2004) In vitro contact wear of dental composites. *Dent Mater* 20:63–71
54. Neukirchen F, Ries G (2014) *Die Welt der Rohstoffe*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.
55. Ohsawa I, Ishikawa M, Takahashi K, Watanabe M, Nishimaki K, Yamagata K, et al. (2007) Hydrogen acts as a therapeutic antioxidant by selectively reducing cytotoxic oxygen radicals. *Nature medicine* 13:688–694

56. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Meerbeek B Van, Lambrechts P (2012) Nanohybrid and microfilled hybrid versus conventional hybrid composite restorations: 5-year clinical wear performance. *Clin Oral Invest* 16:181–190
57. Palin WM, Fleming GJP, Trevor Burke FJ, Marquis PM, Randall RC (2003) Monomer conversion versus flexure strength of a novel dental composite. *J Dent* 31:341–351
58. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ (1992) Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 67:325–327
59. Pfeifer CS, Shelton ZR, Braga RR, Windmoller D, MacHado JC, Stansbury JW (2011) Characterization of dimethacrylate polymeric networks: A study of the crosslinked structure formed by monomers used in dental composites. *European Polymer Journal* 47:162–170
60. Plant CG, Jones DW, Darvell BW (1974) The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *BDJ* 137:233–238
61. Roulet JF (1997) Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent* 25:459–473
62. Rues S, Huber G, Rammelsberg P, Stober T (2011) Effect of impact velocity and specimen stiffness on contact forces in a weight-controlled chewing simulator. *Dent Mater* 27:1267–1272
63. Santos RL, Sampaio GA, Carvalho FG, Pithon MM, Guênes GM, Alves PM (2014) Influence of degree of conversion on the biocompatibility of different composites in vivo. *J Adhes Dent* 16:15–20
64. Shawkat ES, Shortall AC, Addison O, Palin WM (2009) Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites. *Dent Mater* 25:1338–1346
65. Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N (2014) Fluoride release and mechanical properties after 1-year water storage of recent restorative glass ionomer cements. *Clin Oral Invest* 18:1053–1060
66. Shirai K, Yoshida Y, Nakayama Y, Fujitani M, Shintani H, Wakasa K, et al. (2000) Assessment of decontamination methods as pretreatment of silanization of composite glass fillers. *J Biomed Mater Res* 53:204–210
67. Silami FDJ, Mundim FM, Garcia LDFR, Sinhoreti MAC, Pires-De-Souza FDCP (2013)

Color stability of experimental composites containing different photoinitiators. *J Dent* 41:62–66

68. Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ (1987) Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res* 66:1336–1339
69. Städler P (2010) Füllungstherapie mit Kompositmaterialien und Glasionomerzement. In *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. Thieme Verlagsgruppe, pp. 177–188
70. Stansbury JW (2012) Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. *Dent Mater* 28:13–22
71. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M (2009) In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater* 25:494–499
72. Sulong MZ, Aziz RA (1990) Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 63:342–349
73. Suwannaroop P, Chaijareenont P, Koottathape N, Takahashi H, Arksornnukit M (2011) In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth. *Dent Mater J* 30:461–468
74. Suzuki T, Kyoizumi H, Finger WJ, Kanehira M, Endo T, Utterodt A, et al. (2009) Resistance of nanofill and nanohybrid resin composites to toothbrush abrasion with calcium carbonate slurry. *Dent Mater J* 28:708–716
75. Turssi CP, Moraes Purquerio B De, Serra MC (2003) Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods--a review. *J Biomed Mater Res Part B, Applied biomaterials* 65:280–285
76. Visscher M, Struik KG (1994) Optical profilometry and its application to mechanically inaccessible surfaces Part I: Principles of focus error detection. *Precision Engineering* 16:192–198
77. Wassel RW, McCabe JF, Walls AW (1994) Wear characteristics in a two-body wear test. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 10:269–274
78. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G (1992) A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 8:310–319
79. Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR (2008) Evaluation of the wear resistance of

new nanocomposite resin restorative materials. *J Prosthet Dent* 99:435–443

80. Zeng J, Sato Y, Ohkubo C, Hosoi T (2005) In vitro wear resistance of three types of composite resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 94:453–457
81. Zhou ZR, Zheng J (2008) Tribology of dental materials: a review. *J Phys D: Applied Physics* 41:113001
82. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A (2010) Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO* 120:972–986

7 Publikation/ Danksagung

7.1 Publikation

Die Ergebnisse der Studie wurden im Abstractband der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde anlässlich der 29. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung und der 2. Gemeinschaftstagung der DGZ und der DGET mit der DGPZM und DGR²Z 2015 publiziert:

Friesen I, Hannig M, Rupf S, Balkenhol M (2015) Einfluss der Partikelgröße von Glasfüllstoffen auf das Abrasionsverhalten von experimentellen Hybridkompositen. DZZ; 70(5)

7.2 Danksagung

Besonderer Dank gebührt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Balkenhol und Herrn Prof. Dr. Hannig für das Überlassen dieses Themas und die fachliche Unterstützung und Beratung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Mein Dank gilt Prof. Dr. Rupf und Herrn Jakob Schöppe für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Herrn Norbert Pütz danke ich für die tatkräftige Unterstützung am Rasterelektronenmikroskop.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Dr. Andreas Utterodt und Herrn Michael Eck von Heraeus Kulzer für die Einführung in die technischen Versuche und die fachliche Unterstützung, sowie für die Bereitstellung der experimentellen Komposite.

Herrn Dr. Fuad Al Marrawi danke ich für die geduldige Hilfsbereitschaft am Kausimulator.

Frau Dr. Franziska Georg und Frau Nora Müller danke ich für die stetige Motivation.

Meiner Mutter, Frau Zofia Szantyr und meinem Mann, Herrn Artur Friesen möchte ich besonders Danken. Mit ihrer moralischen Unterstützung und ihrem Glauben an mich, haben sie maßgeblich zum Abschluss dieser Arbeit beigetragen.