

**Aus der Zahnklinik 1 - Zahnerhaltung und Parodontologie der  
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg  
Direktor: Prof. Dr. A. Petschelt**

---

**Materialabrasion auf direkten zahnärztlichen Restaurationsmaterialien  
und Fissurenversiegeln durch verschiedene Prophylaxepulver**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde  
der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg**

**vorgelegt von  
Katharina Maria Altmaier  
aus  
Siegburg**



**Gedruckt mit Erlaubnis der  
Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg**

<b>Dekan:</b>	Prof. Dr. J. Schüttler
<b>Referent:</b>	Priv.-Doz. Dr. M. Pelka
<b>Koreferent:</b>	Prof. Dr. A. Petschelt
<b>Tag der mündlichen Prüfung:</b>	<b>30. Juni 2010</b>

# Inhaltsverzeichnis

<b>1a Zusammenfassung</b> .....	1
1.1 Hintergrund und Ziele.....	1
1.2 Methoden.....	1
1.3 Ergebnisse und Beobachtungen.....	1
1.4 Praktische Schlussfolgerungen.....	2
<b>1b Abstract</b> .....	3
1.1 Background and Aims.....	3
1.2 Methods.....	3
1.3 Results and Observations.....	3
1.4 Practical Conclusions.....	4
<b>2 Einleitung</b> .....	5
<b>3 Literaturübersicht</b> .....	7
3.1 Füllungsmaterialien.....	7
3.1.1 Komposite.....	7
3.1.2 Ormocere.....	9
3.1.3 Glasionomerezemente.....	9
3.2 Abnutzungsverhalten von Füllungsmaterialien.....	10
3.2.1 Grundlegende Mechanismen der Abnutzung.....	10
3.2.2 Abnutzungsverhalten von Kompositen.....	12
3.2.3 Abnutzungsverhalten anderer Füllungsmaterialien.....	13
3.3 Pulverstrahlgeräte im dentalen Einsatz.....	14
3.4 Prophylaxepulver.....	15
3.5 Abnutzungserscheinungen an Füllungsmaterialien nach Behandlung mit Pulverstrahlgeräten.....	16
<b>4 Problemstellung</b> .....	20
<b>5 Material und Methode</b> .....	21
5.1 Untersuchte Materialien.....	21
5.1.1 Füllungsmaterialien.....	21
5.1.2 Prophylaxepulver.....	22
5.2 Probenherstellung.....	22
5.3 Abstrahlen der Proben .....	25
5.4 Replikaherstellung.....	28
5.5 Quantitative Untersuchung mit dem Perthometer.....	29

5.6 Qualitative Untersuchung im REM.....	31
<b>6 Ergebnisse</b> .....	<b>32</b>
6.1 Ergebnisse der quantitativen Untersuchung.....	32
6.2 Ergebnisse der qualitativen Untersuchung.....	37
6.2.1 Elektronenmikroskopische Aufnahmen der Pulver.....	37
6.2.2 Elektronenmikroskopische Aufnahmen der Füllungsmaterialien....	40
<b>7 Diskussion</b> .....	<b>47</b>
7.1 Methode und Aufbau der Studie.....	47
7.2 Besprechung der Ergebnisse.....	48
7.3 Schlussfolgerungen.....	52
<b>8 Literaturverzeichnis</b> .....	<b>54</b>
<b>9 Anhang</b> .....	<b>62</b>
Herstellerverzeichnis.....	62
<b>10 Danksagung</b> .....	<b>63</b>
<b>11 Lebenslauf</b> .....	<b>64</b>

## **1a Zusammenfassung**

### **1.1 Hintergrund und Ziele**

Pulver-Wasser-Strahlgeräte erfreuen sich in der zahnärztlichen Prophylaxe großer Beliebtheit. Sie entfernen auf effiziente Weise sowohl Zahnbelag als auch hartnäckige Verfärbungen. Auf Zahnhartsubstanzen sowie auf Restaurationsmaterialien kann die Anwendung dieser Geräte allerdings Oberflächenrauigkeiten erzeugen und zu Substanzverlusten führen. Ziel dieser Arbeit ist es, das Ausmaß dieser Defekte auf verschiedenen modernen Füllungsmaterialien bei Verwendung unterschiedlicher Pulver als Strahlmittel zu bestimmen.

### **1.2 Methoden**

Es wurden insgesamt 180 Proben aus zahnärztlichen Füllungsmaterialien (Tetric EvoCeram®, Tetric® Flow, Grandio® Flow, Ionofil Molar AC/Quick®, Admira Seal®, Grandio® Seal) hergestellt. Diese wurden jeweils für 10 s unter standardisierten Bedingungen mit einem Pulver-Wasser-Strahlgerät (KaVo PROPHYflex 3) behandelt, wobei drei verschiedene Prophylaxepulver (Air Flow® Prophylaxis Powder, Henry Schein Acclean Polishing Powder, Clinpro™ Prophy Powder) zum Einsatz kamen. Die Defekttiefen und Defektvolumina wurden profilometrisch erfasst. Zusätzlich erfolgte eine qualitative Auswertung mit dem Rasterelektronenmikroskop.

### **1.3 Ergebnisse und Beobachtungen**

Clinpro™ Prophy Powder verursachte verglichen mit den anderen beiden Prophylaxepulvern die kleinsten Defekttiefen und -volumina auf allen untersuchten Füllungsmaterialien. Bei Tetric EvoCeram® fanden sich die geringsten Defekttiefen und -volumina nach der Pulverbestrahlung, während die Flowables jeweils die größten aufwiesen. Der Fissurenversiegler Admira Seal® und der Glasionomerzement Ionofil Molar AC/Quick® wiesen vergleichbare Defekte auf, die jedoch signifikant kleiner waren als die der Flowables.

## **1.4 Praktische Schlussfolgerungen**

Eine Pulverstrahlbehandlung verursacht auf Füllungsmaterialien und Versiegeln Substanzverluste. Daher sollten Füllungen hierbei nach Möglichkeit ausgespart werden. Auch für die supragingivale Reinigung der Zähne ist das niedrig abrasive Pulver Clinpro™ Prophy Powder zu empfehlen. Flowables sind für Patienten, die häufig eine Pulverstrahlbehandlung durchführen lassen, nicht das geeignete Füllungsmaterial. Fissurenversiegelungen hingegen werden durch den Pulverstrahl vergleichsweise wenig beeinträchtigt.

## **1b Abstract**

### **1.1 Background and Aims**

Air-polishing devices are very popular in dental prophylaxis. They are able to remove plaque and stains in an efficient way. However, on dental hard tissues and restorative materials, they can cause surface roughness and substance loss. The aim of this study is to determine the extent of these defects on contemporary filling materials while using different polishing powders.

### **1.2 Methods**

180 specimens were made of dental filling materials (Tetric EvoCeram®, Tetric® Flow, Grandio® Flow, Ionofil Molar AC/Quick®, Admira Seal®, Grandio® Seal). They were treated with an air polishing device (KaVo PROPHYflex 3) under standardized conditions for 10 s each using three different prophylaxis powders (Air Flow® Prophylaxis Powder, Henry Schein Acclean Polishing Powder, Clinpro™ Prophy Powder). The defect depths and defect volumes were quantified by profilometric scanning. Additionally, the quality of the defects was evaluated by scanning electron microscopy.

### **1.3 Results and Observations**

Clinpro™ Prophy Powder, compared to the other two prophylaxis powders, caused the smallest defect depths and volumes within all filling materials examined. Tetric EvoCeram® resulted in the smallest defect depths and volumes after air-powder polishing, while the flowable composites showed the highest. Admira Seal® as a fissure sealant and Ionofil Molar AC/Quick® as a glass ionomer showed comparable defects, which however were significantly smaller than those of the flowable composites.

## **1.4 Practical Conclusions**

Air-polishing results in substance loss of filling materials and fissure sealants. Therefore, fillings should be avoided during treatment as far as possible. Also for supragingival tooth cleaning the low abrasive powder Clinpro™ Prophy Powder is recommended. For patients who frequently obtain treatments with an air-polishing device, flowable composites are not suitable as a filling material. By contrast, fissure sealants are not much affected by the powder flow.

## 2 Einleitung

Schöne weiße Zähne und ein attraktives Lächeln gelten als wesentlicher Bestandteil eines ansprechenden und gepflegten Erscheinungsbildes. Dieser hohe Stellenwert der Zahnästhetik ist neben der Forderung nach Alternativen zu Amalgam der Hauptgrund für die routinemäßige Verwendung von modernen zahnfarbenen Füllungswerkstoffen auch im Seitenzahngebiet [55].

Vor diesem Hintergrund nehmen auch Zahnpflege und Prophylaxe einen immer höheren Stellenwert ein. Viele Patienten lassen sich regelmäßig in der Zahnarztpraxis professionell die Zähne reinigen. Davon erwarten sie sich nicht nur die Beseitigung unschöner Verfärbungen, zum Beispiel durch Kaffee, Tee, Wein oder Tabak, sondern auch die Vorbeugung von Karies und Parodontalerkrankungen. Hierbei kommen nach wie vor klassische Handinstrumente zum Einsatz, es stehen heute aber auch maschinelle Alternativen wie ultraschallbetriebene Scaler oder Pulver-Wasser-Strahlgeräte zur Verfügung [32]. Letztere ermöglichen die leichte Entfernung von Zahnbelägen bei zeitsparendem Arbeiten [18, 53, 62] und werden daher auch aus wirtschaftlichen Gründen gerne verwendet.

Die Behandlung mit Pulver-Wasser-Strahlgeräten wird von den Patienten als angenehm empfunden [18, 51, 52] und zeigt außerdem eine gute Wirkung selbst gegen hartnäckige Verfärbungen und Auflagerungen [18, 53]. Auch Zahnstein lässt sich bei ausreichender Strahldauer mit dem Pulverstrahlgerät entfernen [35]. Mittlerweile wurde darüber hinaus erkannt, dass sich Pulverstrahlgeräte auch für die Reinigung tiefer Zahnfleischtaschen im Rahmen der parodontalen Erhaltungstherapie eignen [51, 52].

Derartige Prophylaxemaßnahmen dienen in erster Linie dazu, die Mundgesundheit zu erhalten und zu verbessern. Um diesem Anspruch gerecht zu werden, sollten orale Weichgewebe, Zahnhartsubstanzen und auch Füllungen und andere Restaurationen durch ein Prophylaxeprogramm nicht geschädigt werden. Bedenkt man, dass es auf rauen Oberflächen zu einer verstärkten Plaqueauflagerung kommt [9], kann die Aufrauung einer

Füllungsoberfläche bereits einen Schaden bedeuten. Gerade im ästhetisch relevanten Bereich befinden sich Füllungen häufig am Zahnfleischrand, wo Plaque wiederum zu einer Entzündung führen kann und sich so eine Gingivitis entwickelt. Es ist auch möglich, dass es durch diese verstärkte Plaqueauflagerung zu unschön verfärbten Füllungsändern oder sogar zu Sekundärkaries kommt [29].

Ziel dieser Arbeit ist es, die Auswirkungen einer Pulverstrahlbehandlung unter Verwendung unterschiedlicher Pulver als Strahlmittel auf häufig verwendete, moderne plastische Füllungsmaterialien zu untersuchen.

Es wurden drei verschiedene Prophylaxepulver auf jeweils sechs verschiedenen Materialien getestet. Nach der Behandlung mit dem Pulver-Wasser-Strahlgerät wurde quantitativ das Ausmaß der auf den einzelnen Proben entstandenen Defekte durch Oberflächenabtastung mit einem Profilometer bestimmt. Die qualitative Beurteilung der abgestrahlten Oberflächen erfolgte an Hand rasterelektronenmikroskopischer Aufnahmen.

## 3 Literaturübersicht

### 3.1 Füllungsmaterialien

#### 3.1.1 Komposite

Komposite sind in der modernen Zahnmedizin der Werkstoff der Wahl, wenn Kavitäten plastisch versorgt werden sollen. Sie bieten die Möglichkeit, Karies minimalinvasiv zu therapieren und dabei ein ästhetisch ansprechendes Ergebnis zu erzielen.

Es handelt sich dabei um aus verschiedenen Komponenten zusammengesetzte Materialien, deren Grundbestandteil eine organische Matrix ist, in welche anorganische Füllstoffe meist mit Hilfe eines Silans eingebettet sind. Diese organische Matrix besteht größtenteils aus Monomeren, in der Regel handelt es sich hierbei um multifunktionelle Methacrylate wie Bis-GMA (eine Synthese aus Bisphenol A und Glycidyl-Methacrylat), UDMA (Urethandimethacrylat) oder TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) [1]. Weiterer Bestandteil der Matrix sind Initiatoren, chemische Verbindungen, die durch Lichteinwirkung in Radikale zerfallen, mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren und so deren Polymerisation in Gang setzen [22]. Schließlich enthält die organische Matrix noch Stabilisatoren, Farbpigmente und weitere Additiva [65].

Der Zusatz anorganischer Füllkörper verbessert die mechanischen Eigenschaften des Materials und reduziert die Polymerisationsschrumpfung [56]. In der Regel bestehen diese aus Quarz, Keramik oder Siliziumdioxid und enthalten meist Schwermetalle wie Barium und Strontium um die Röntgenopazität der späteren Füllung zu gewährleisten [30]. Bezüglich der Füllkörper lässt sich die in *Tabelle 1* dargestellte Grundeinteilung der Komposite vornehmen.

Komposittyp	Füllkörpereigenschaften/ -größe
Makrofüllerkomposite	Große Quarzpartikel
Dicht gefüllte Komposite	Füllkörpergröße < 3µm -10µm; verschiedene Füllkörpergehalte je nach Produkt
Homogene Mikrofüllerkomposite	Mittlere Füllkörpergröße 0,04 µm
Inhomogene Mikrofüllerkomposite	Mittlere Füllkörpergröße 0,04 µm, zusätzlich Präpolymerisate (splitterförmig, kugelförmig oder agglomerierte Mikropartikel)
Hybridkomposite	Mischung unterschiedlicher Füllkörper verschiedenster Größen, je nach Produkt
Faserverstärkte Komposite	Glaskeramikfasern als Füllkörper

**Tabelle 1**

Grundeinteilung der Komposite nach Willems [63].

Neuere Komposite können auch Füllpartikel enthalten, deren Größe im Nanometerbereich liegt. Von dieser kleineren Partikelgröße erwartet man sich unter anderem einen besseren Verschleißwiderstand [65].

Die Verbundphase zwischen Matrix und Füllkörpern bildet ein Silan, meist 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxisilan [42]. Durch die Silanisierung der Füllkörper werden diese hydrophobiert und die Monomere der Matrix können mit dem Methacrylsäurerest des Silans polymerisieren. Es kommt also zu einer chemischen Einbindung der Füllstoffe in die Matrix.

Um den unterschiedlichen klinische Anwendungsbereichen Rechnung zu tragen, existieren neben den klassischen stopfbaren Kompositfüllmaterialien weitere Materialformen: So genannte Flowables sind Mischungen niedrigerer Viskosität mit reduziertem Füllergehalt [13, 66]. Fissurenversiegler haben eine flüssige Konsistenz, sind weiß eingefärbt oder transparent und dienen zur Versiegelung von Grübchen und Fissuren unversehrter Zähne, um diese vor Karies zu schützen [22].

### **3.1.2 Ormocere**

Bei der Bezeichnung „Ormocer“ handelt es sich um ein Akronym, das aus den Anfangsbuchstaben der englischen Bezeichnung „organically modified ceramics“ zusammengesetzt ist [6].

Ormocere besitzen eine Matrix, deren Grundlage ein anorganisches Rückgrat auf Siliziumdioxidbasis ist, an welchem sich organische, polymerisierbare Einheiten befinden. In diese durch Polykondensation entstandene Matrix sind Füllpartikel eingelagert [65].

Zunächst wurden Ormocere wegen ihrer niedrigen Verschleißwerte als Amalgam-Alternative in Betracht gezogen [6]. Ihr Verschleißwiderstand wird heute dem klassischer Komposite gleichgesetzt oder sogar als höher beschrieben [65].

### **3.1.3 Glasionomerzemente**

Glasionomerzemente bestehen aus einem anorganischen Glaspulver und einer Polyalkensäure, üblicherweise Polyacrylsäure. Weitere Bestandteile sind Wasser und Weinsäure. Das Erhärten des angemischten Zements erfolgt durch eine Säure-Basen-Reaktion zwischen der Polyalkensäure und dem reaktiven Glaspulver, welches hier als Base fungiert [30].

Im Vergleich zu anderen Füllungsmaterialien haben Glasionomerzemente schlechtere mechanische Eigenschaften, weswegen sie sich nur für wenig belastete Bereiche eignen, beispielsweise für Klasse-V-Restaurationen oder kleinere Milchzahnfüllungen [30]. Als provisorisches Füllmaterial oder für Aufbaufüllungen unter Zahnersatz werden sie vor allem wegen ihrer unkomplizierten Handhabung gerne verwendet.

Ein weiterer Nachteil ist, dass Füllungen aus Glasionomerkement nach dem Legen anfangs empfindlich gegenüber Feuchtigkeit sind und im Vergleich zu Kompositen eine schlechte Transluzenz aufweisen [64].

## **3.2 Abnutzungsverhalten von Füllungsmaterialien**

### **3.2.1 Grundlegende Mechanismen der Abnutzung**

Die Abnutzung von Materialien im Allgemeinen wird mit den Begriffen Abrasion, Adhäsion, chemische Degradation und Ermüdung beschrieben [41, 47, 59]. Dies gilt auch für den zahnärztlichen Bereich.

Abrasion beschreibt einen Materialabtrag durch ritzende Beanspruchung. Dieser Materialabtrag entsteht entweder durch harte Partikel, die sich zwischen zwei sich zueinander bewegenden Flächen befinden, oder durch erhabene Anteile der Oberfläche einer oder beider dieser Flächen. Im ersten Fall handelt es sich um eine so genannte Drei-Körper-Abrasion, im zweiten um eine Zwei-Körper-Abrasion.

Adhäsion beschreibt die zyklische Ausbildung und Trennung so genannter Grenzflächenhaftverbindungen. An den Spitzen der stärksten Unebenheiten zweier Oberflächen, die miteinander in Kontakt gebracht werden, finden schon bei geringen Kräften lokale Verschweißungen statt. Durch eine relative Bewegung dieser Oberflächen zueinander scheren die Verschmelzungen wieder auseinander und es wird Material von einem Objekt auf das andere übertragen.

Chemische Degradation bezeichnet die Entstehung von Reaktionsprodukten bei chemischer Reaktion zwischen einem Grundkörper, einem Gegenkörper und einem angrenzenden Medium. Entscheidend für das Auftreten einer solchen so genannten tribochemischen Reaktion ist die Aktivierung der Oberfläche durch Mikrokontakte. Anschließend kommt es zu einer Reaktion

zwischen den sich abnutzenden Oberflächen und der direkten Umgebung dieser Materialien.

Ermüdung entsteht durch Rissbildung in der Oberfläche. Hier führen Wechselbeanspruchungen zu Materialtrennungen. Das heißt, dass es durch intermittierende Belastung zum wiederholten Auf- und Abbau von Spannungen innerhalb eines Materials kommt, wodurch mit der Zeit Mikrofrakturen an und unter der Oberfläche entstehen. Dadurch können sich schließlich größere Teile des Materials ablösen.

Der Verschleiß dentaler Restaurationsmaterialien in vitro wird in der Regel in speziellen Apparaturen getestet, welche die Gegebenheiten in der Mundhöhle und die dort vorherrschenden Belastungsmuster simulieren sollen [13, 19, 26, 28, 36].

Man unterscheidet bei der Betrachtung zahnärztlicher Materialien Verschleiß unter okklusalem Kontakt und kontaktfreien Verschleiß. Kontaktfreier Verschleiß tritt zum Beispiel beim Reinigen der Zähne mit Zahnbürste und Zahncreme auf, Verschleiß unter Kontakt wiederum beim Kauen von Nahrung, wenn Antagonistenkontakte entstehen [41].

Die verschiedenen Formen des Verschleißes treten häufig gleichzeitig auf, so dass die eindeutige Zuordnung eines Abnutzungsprozesses zu einem der Begriffe selten gelingt. Daher ist es sinnvoller, die dem Verschleiß von Füllungsmaterialien zu Grunde liegenden Mechanismen zu betrachten [41]. Die meisten Füllungsmaterialien bestehen aus zwei Phasen unterschiedlicher Härte. Bei Kompositen sind dies die härteren anorganischen Füllkörper und die weichere organische Matrix, bei Glasionomorzementen analog dazu die Glaspartikel und die Polyalkensäure. Die weichere der beiden Phasen wird unter anderem durch grobe Suspensionen wie Zahnpasten leicht abgetragen, wodurch dann Partikel der härteren Phase aus dem Material herausragen. Für diese exponierten Partikel hat dies beispielsweise zur Folge, dass sie leichter aus dem Material heraus gelöst werden. Sie können andererseits auch auf sie

einwirkende Kräfte an die verbliebene weichere Phase weiterleiten, die dann ihrerseits wieder Zerstörungsprozessen ausgesetzt ist.

### **3.2.2 Abnutzungsverhalten von Kompositen**

Um die sehr unterschiedliche Verschleißfestigkeit von Kompositen [12] im Einzelnen zu beurteilen, muss man den Blick auf deren Inhaltsstoffe richten.

Ein hoher Gehalt an Füllkörpern führt zu einem höheren Verschleißwiderstand [38]. Beispielsweise weisen Flowables, deren flüssige Konsistenz auf einem reduzierten Füllkörperanteil beruht, einen höheren Verschleiß auf als entsprechende stopfbare Komposite [13]. Entscheidend ist jedoch auch das Verteilungsmuster der Füllkörper [7, 39]. Eine besondere Bedeutung kommt hierbei dem so genannten inter-particle-spacing, also dem Raum zwischen zwei Füllkörpern, zu. Befinden sich die Füllkörper nah genug beieinander, können sie auf Grund ihrer Abrasionsfestigkeit die zwischen ihnen befindliche Matrix schützen, welche besonders empfindlich gegenüber Abnutzung ist [7].

Der Verschleißwiderstand wird durch Einsatz kleinerer Füllpartikel bei gleichzeitiger Erhöhung des Gesamtvolumenanteils an Füllkörpern verbessert [13, 39, 65]. Hieraus resultiert auch ein kleinerer Abstand zwischen den einzelnen Füllpartikeln [39]. Problematisch in diesem Zusammenhang ist eine mögliche Agglomeration von Füllkörpern, da der Abstand zwischen den Füllpartikeln innerhalb der Agglomerate zwar sehr gering sein kann, der Abstand zwischen den einzelnen Agglomeraten wiederum jedoch so groß sein kann, dass ein Schutz der dazwischen liegenden Matrix nicht mehr gewährleistet ist [7].

Auch die Silanisierung der Füllkörper führt zu einem verbesserten Verschleißwiderstand [6]. Sie steigert die Härte und die Abrasionsfestigkeit des Materials [8] und schützt das Komposit außerdem vor hydrolytischer Degradation [39]. Außerdem kann durch die Silanisierung eine direkte

Belastungsübertragung zwischen Matrix und Füllkörpern erreicht werden, was ebenfalls den Verschleißwiderstand erhöht [39].

Die Matrix hat ebenso einen Einfluss auf das Abnutzungsverhalten von Kompositen. Die Veränderung der in ihr enthaltenen Anteile an UDMA, TEGDMA und BisGMA hat Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften des Materials [3]. So lässt sich beispielsweise durch einen höheren Anteil an TEGDMA der Verschleiß verringern [34].

Ein weiterer Einflussfaktor auf den Verschleiß ist der Polymerisationsgrad. Ein niedriger Polymerisationsgrad führt zu schlechteren physikalischen Eigenschaften und damit zu verstärkter Abnutzung [34].

Auch durch Rauigkeiten an der Oberfläche, die durch allmähliches Entfernen der Füllkörper aus einem Komposit verursacht werden, wird der Verschleiß des Materials verstärkt [29]. Große Füllkörper lösen sich hierbei leichter aus der Oberfläche heraus, da sie relativ zu ihrer Masse eine geringere Oberfläche besitzen, die in der Matrix verankert ist. Überdies können sie auch weiter aus dem Material heraus stehen und somit größeren Hebelkräften ausgesetzt sein. Des weiteren hinterlassen große Füllkörper beim Herauslösen größere Fehlstellen im Material [60]. Trotzdem lässt die mittlere Füllkörpergröße eines Komposits allein nicht auf die auf dem Material möglicherweise entstehenden Oberflächenrauigkeiten schließen [29], außerdem scheint der oberflächliche Verlust an Materialvolumen durch Verschleiß mit der Zeit geringer zu werden [34].

### **3.2.3 Abnutzungsverhalten anderer Füllungsmaterialien**

Da Ormocere grundlegend den gleichen zweiphasigen Aufbau wie Komposite aufweisen und nur in der Zusammensetzung der Matrix abweichen [6], lassen sie ein ähnliches Abnutzungsverhalten erwarten.

Auch bei Glasionomorzementen handelt es sich um zweiphasige Materialien. Die Glaspartikel bilden die härtere Phase, eine Erhöhung ihres Anteils erhöht somit auch hier den Verschleißwiderstand [36]. Bei einem abrasiven Vorgang wird zunächst die weichere Matrix des Zements entfernt, wodurch dann die härteren Glaspartikel aus der Oberfläche heraus stehen [64].

### **3.3 Pulverstrahlgeräte im dentalen Einsatz**

Traditionelle Mittel zur professionellen Reinigung der Zähne sind Gummikelche und Bürstchen in Verbindung mit Bimsmehlbrei oder verschiedenen Polierpasten, sowie verschiedenartige Scaler und Küretten. Eine Alternative hierzu stellen die so genannten Pulver-Wasser-Strahlgeräte oder kurz „Pulverstrahlgeräte“ dar.

Das Prinzip dieser Geräte besteht darin, ein Gemisch aus Wasser, Luft und einem Reinigungspulver mit hohem Druck auf die Zahnoberfläche zu strahlen [2]. Das in der Pulverkammer vorhandene Pulver wird mit Druckluft vermischt und zur Austrittsöffnung des Gerätes transportiert, wo Wasser hinzugefügt wird [50]. Das so erzeugte Gemisch wirkt durch kontinuierliche mechanische Abrasion gegen oberflächliche Auflagerungen und Verfärbungen [4]. Pulverstrahlgeräte sind hinsichtlich des Reinigungsergebnisses vergleichbar mit der Anwendung eines Gummikelchs mit Prophylaxepaste, sie entfernen Plaque und Verfärbungen jedoch in einer signifikant kürzeren Zeit [62, 53]. Auch hartnäckige Verfärbungen lassen sich schnell und leicht beseitigen [18].

Pulverstrahlgeräte haben sich als Zahnreinigungsgerät in der Prophylaxe etabliert und werden auch für die Behandlung parodontaler Erkrankungen immer beliebter [14]. In der parodontalen Erhaltungstherapie erweisen sie sich, in Verbindung mit einem speziell auf die parodontale Behandlung abgestimmten Pulver als Strahlmittel, im Vergleich zur klassischen Behandlung mit Küretten als effizienter in der Entfernung subgingivaler Plaque [51, 52]. Hinzu kommt, dass eine derartige Behandlung im Vergleich zur Anwendung von Handküretten von Seiten der Patienten als angenehmer empfunden wird [51, 52].

Ein weiteres Einsatzgebiet bietet die Multiband-Behandlung in der Kieferorthopädie. In ihrem Verlauf wird eine regelmäßige Zahnreinigung mit Pulverstrahlgeräten empfohlen, sofern die Patienten keine frei liegenden Wurzeloberflächen oder frei liegendes Dentin aufweisen [33]. Auch vor dem Anbringen der Brackets eignet sich das Pulverstrahlgerät zur Vorbehandlung der entsprechenden Zahnoberflächen [10, 24]. Ferner eignen sich Pulverstrahlgeräte im Rahmen von Fissurenversiegelungen zur Reinigung von Okklusalfächen vor der Säureätzung [2, 10].

### **3.4 Prophylaxepulver**

Das Standardpulver zur Verwendung in Pulver-Wasser-Strahlgeräten besteht im Wesentlichen aus Natriumbikarbonat. Dieses ist wasserlöslich, was einerseits dazu beiträgt, die Abrasivität des Pulvers in Grenzen zu halten [38], andererseits aber technische Probleme birgt, da es zu Verklumpungen des Pulvers und somit zu einer Schädigung der Leitungswege des verwendeten Strahlgeräts kommen kann [43]. Die Härte des Natriumbikarbonats lässt sich mit der von Dentin vergleichen [38]. Natriumbikarbonat schmeckt salzig, weswegen die Hersteller den Pulvern heute meist Aromen zur Geschmacksverbesserung hinzufügen [43].

Es ist bekannt, dass Natriumbikarbonat auf gesundem Schmelz keine signifikanten Oberflächenveränderungen verursacht [10, 25, 32, 35, 37]. Allerdings verursacht die Anwendung eines Pulverstrahlgeräts mit einem Natriumbikarbonatpulver Abrasionen auf weicheren Substanzen, beispielsweise auf Dentin und Zement bei frei liegenden Wurzeloberflächen [2, 32, 49], von denen es beträchtliche Mengen an Substanz entfernen kann [4, 10, 57]. Auch im Sinne einer Demineralisation vorgeschädigte Bereiche der Schmelzoberfläche werden schnell abradiert [7, 35].

Sowohl die Größe, Härte und Form der einzelnen Pulverpartikel als auch die Zusammensetzung eines Produktes beeinflussen dessen Abrasivität [38]. Neuere Pulver nutzen an Stelle von Natriumbikarbonat andere Grundstoffe. Zum Einsatz kommen Calciumcarbonat (PROPHYPearls®, Firma KaVo),

Aluminiumoxid (CAVITRON Jet-Fresh, Firma Dentsply) oder die Aminosäure Glycin (Clipro™ Prophy Powder, Firma 3M Espe). Nach Angaben der Hersteller sind diese Pulver im Vergleich zu Natriumbikarbonat schonender und auch angenehmer im Geschmack. Das Pulver auf Glycinbasis ist sogar für die Reinigung von Wurzeloberflächen geeignet [48, 51].

### **3.5 Abnutzungserscheinungen an Füllungsmaterialien nach Behandlung mit Pulverstrahlgeräten**

Treffen Pulverpartikel, die sich wie weiche Geschosse verhalten, auf der Zahnoberfläche auf, so setzen sie ihre Energie hier teilweise frei. Dies kann dazu führen, dass Schmelzkristalle aus der Oberfläche heraus gelöst werden [10, 18].

Ob und in welchem Maße es bei einer Pulverstrahlbehandlung zur Abnutzung des Materials kommt, ist von verschiedenen Einflussgrößen abhängig. Der Luftdruck im Gerät und die Zusammensetzung und Partikelgröße des Pulvers spielen ebenso eine Rolle wie klinische Parameter. Diese sind die Expositionsdauer, der Abstand der Austrittsöffnung des Gerätes zur Werkstoffoberfläche und die Art der Bewegung des Gerätes [23]. Den größten Einfluss auf das Volumen und die Tiefe der entstehenden Defekte hat die Zeitdauer der Bestrahlung, der Arbeitswinkel hingegen hat keinen signifikanten Einfluss, sofern er zwischen 45° und 90° liegt [49]. Entscheidend ist auch die Pulveraustrittsrate und in Verbindung hiermit der Füllstand der Pulverkammer und die Pulver- bzw. Wassereinstellung am Gerät [33, 49, 50]. Der Ausgangszustand des behandelten Materials muss ebenfalls beachtet werden. Raue Oberflächen tendieren eher dazu, glatter zu werden, glatte Oberflächen werden eher rauer. Dies bedeutet, dass die herbeigeführte Oberflächenveränderung auch von Vorteil sein kann [27].

Bei Keramiken können nach Pulverstrahlbehandlung weder mit bloßem Auge, mit Hilfe des Lichtmikroskops noch durch Profilometrie Abrasionen oder ein Verlust des Glanzes festgestellt werden [16, 40]. In der elektronenmikroskopischen Betrachtung jedoch werden bei mit Malfarben

charakterisierten Keramiken Oberflächenveränderungen in Form von Grübchenbildungen und Vertiefungen sichtbar [16, 23], bei dünnen Schichten von Verblendkeramik auf metallischem Werkstoff kommt es zu Rissbildungen und Rissfortpflanzungen [23].

Goldlegierungen zeigen nach der Behandlung einen nur geringen Anstieg der Oberflächenrauigkeit [40]. Abgesehen davon, dass die Oberfläche durch Anwendung des Pulverstrahlgeräts matter wird, sollte beachtet werden, dass es am Rand von Gussrestaurationen zu einer Erosion des Zements kommt, mit welchem diese eingesetzt wurden [5].

Auch Amalgame erweisen sich als relativ unempfindlich gegenüber der Behandlung mit Pulverstrahlgeräten: Nach einer Expositionsdauer von 5 s wird die Randschlussqualität der Füllungen nicht beeinträchtigt [5], lediglich die Oberfläche wird rauer und verliert ihren Glanz [5, 23, 40]. Die Behandlung von nicht poliertem Amalgam für 5 s führt sogar zu einer Verbesserung der Oberflächenqualität [39], allerdings nimmt die Rauigkeit mit längerer Strahldauer auch bei nicht poliertem Amalgam zu.

Die Oberfläche von Glasionomernimmt durch Behandlung mit Pulverstrahlgeräten an Rauigkeit zu [11, 63]. Es kommt zunächst zur Abrasion der Matrix, wodurch die Glasfüllpartikel exponiert werden. Diese herausstehenden Füllkörper können anschließend frakturieren, was zu einem beschleunigten Verschleiß der Füllungsoberfläche führt [15, 64]. Die Oberflächenveränderungen gängiger Glasionomernimmt nach Behandlung mit Pulver-Wasser-Strahlgeräten sind mit bloßem Auge sichtbar, im Vergleich zur Anwendung von Gummikelch und Polierpaste entsteht eine stärker aufgeraute und gröbere Oberflächenstruktur [15, 64].

Komposite sind dem Pulverstrahlen gegenüber besonders empfindlich [5, 11, 17, 32, 40]. Es führt zu einem Volumenverlust [5] und einer Zunahme der Oberflächenrauigkeit [17, 23, 31, 40, 66]. Hinzu kommt eine Beeinträchtigung des Randschlusses von Füllungen aus Komposit [5, 31]. Des weiteren kommt es zur Abrasion der Matrix und zur Exposition oder zum Verlust von Füllkörpern [17, 23, 54].

Dicht gefüllten Kompositen wird ein hoher Volumenverlust im Rahmen einer Pulverstrahlbehandlung zugeschrieben [5, 54], während die Oberflächenrauigkeit nur wenig zunimmt [11, 17, 23]. Letzteres lässt sich durch ihre kleinen Füllkörper erklären, da die Größe der exponierten Füllkörper oder der durch ihren Verlust entstandenen Fehlstellen möglicherweise mit der entstandenen Oberflächenrauigkeit korreliert [17]. Die geringe Größe der Füllkörper führt allerdings auch dazu, dass bereits die Entfernung einer geringen Schichtdicke organischer Matrix genügt, um Füllkörper aus dem Material herauszulösen [54]. Dadurch erklärt sich der recht hohe Volumenverlust durch Abrasion.

Im Gegensatz zu den dicht gefüllten Kompositen zeigen inhomogen mikrogefüllte Komposite nach einer Pulverstrahlbehandlung stärkere Oberflächenrauigkeiten [11, 17, 23] bei einem kleineren Volumenverlust [5], [54]. Ihre großen Präpolymerisate sind bezüglich des Abrasionswiderstands von Vorteil, wodurch der geringere Volumenverlust zustande kommt. Allerdings können auf den Präpolymerisaten selbst Vertiefungen durch die auftreffenden Pulverpartikel entstehen [23]. Bedingt durch diese großen präpolymerisierten Füllkörper muss eine dickere Matrixschicht als bei den dicht gefüllten Kompositen abgetragen werden, bis die Füllkörper sich aus dem Material lösen. Dies führt zu einer Verlangsamung des Verschleißes. Zusätzlich schützen aus der Matrix heraus stehende, aber noch in der Oberfläche verankerte Füller diese vor Abrasion [54].

Im Vergleich zu den für Füllungskomposite beschriebenen Oberflächenabrasionen verursacht die Bearbeitung mit einem Pulverstrahlgerät bei Fissurenversiegeln eine relativ geringe Abrasion. Dieses Ergebnis wird dadurch erklärt, dass ungefüllte Kunststoffe aufgrund ihres niedrigeren Elastizitätsmoduls und ihrer höheren Duktilität mehr Energie absorbieren als ein Füllungskomposit, bevor sie frakturieren [31].

## **4 Problemstellung**

Neben einer großen Auswahl an unterschiedlichen modernen plastischen Füll- und Versieglermaterialien stehen heutzutage Prophylaxepulver mit verschiedenen Inhaltsstoffe und Eigenschaften zur Verfügung.

Ziel dieser Arbeit ist es darzustellen, welche Abnutzungserscheinungen nach Behandlung mit einem Pulver-Wasser-Strahlgerät an verschiedenen gängigen plastischen Füllungsmaterialien auftreten.

Besonderes Interesse gilt dem Einfluss des verwendeten Pulvers auf das Ausmaß dieser Abnutzungserscheinungen.

## 5 Material und Methode

### 5.1 Untersuchte Materialien

#### 5.1.1 Füllungsmaterialien

Untersucht wurden sechs verschiedene Füllungsmaterialien (*Tabelle 2*): ein stopfbares Komposit (Tetric EvoCeram®), zwei fließfähige Komposits (Tetric® Flow, Grandio® Flow), zwei Fissurenversiegler (Admira Seal® , Grandio® Seal) und ein Glasionomerzement (Ionofil Molar AC/Quick®).

Markenname	Code	Hersteller	Farbe	Chargennummer	Füllstoffkonfiguration	Materialtyp
Tetric EvoCeram®	EVO	Ivoclar Vivadent	A3	H35663	75,5 Gew.-% 54,0 Vol.-% $d_{50} = 0,6\mu\text{m}$	nanogefülltes Hybridkomposit mit präpolymerisierten Füllkörpern
Tetric® Flow	TF	Ivoclar Vivadent	A3	J00218	64,6 Gew.-% 39,7 Vol.-% $d_{50} = 0,6\mu\text{m}$	nanogefülltes fließfähiges Komposit
Grandio® Flow	GF	Voco	A3,5	610353	80,0 Gew.-% 65,6 Vol.-% $d_{50} = 0,6\mu\text{m}$	nanogefülltes fließfähiges Komposit
Admira Seal®	AS	Voco	weiß	602082	55,0 Gew.-% 43,0 Vol.-%	Fissurenversiegler
Grandio Seal®	GS	Voco	weiß	V30667	70,0 Gew.-% 57,4 Vol.-%	Fissurenversiegler
Ionofil Molar AC/Quick®	IM	Voco	A3	610719	50,0 Gew.-% $d_{50} = 6\mu\text{m}$	Glasionomerzement

**Tabelle 2**  
Untersuchte Füllungsmaterialien.

### 5.1.2 Prophylaxepulver

In Verbindung mit diesen Füllungswerkstoffen kamen drei unterschiedliche Prophylaxepulver zum Einsatz (*Tabelle 3*): Clinpro™ Prophy Powder, Air Flow® Prophylaxis Powder und Henry Schein Acclean Air Polishing Powder.

Markenname	Code	Hersteller	Chargennummer	Hauptbestandteil
Clinpro™ Prophy Powder	CP	3M Espe	249402	Glycin
Air Flow® Prophylaxis Powder	AF	EMS	0505231	Natriumbikarbonat
Henry Schein Acclean Polishing Powder	HS	Henry Schein	0601073	Natriumbikarbonat

**Tabelle 3**  
Untersuchte Prophylaxepulver.

### 5.2 Probenherstellung

Von jedem der sechs Füllungsmaterialien wurden 30 Proben hergestellt. Als Formen dienten die Probenhalter für den Erlanger Kausimulator (*Abbildung 1*). Um die Probenhalter während der Probenherstellung zu fixieren, wurden sie in eine zu diesem Zweck angefertigte Metallplatte mit Loch gesteckt..



**Abbildung 1**  
Probenhalter für den Erlanger Kausimulator.

Tetric EvoCeram®, das stopfbare Komposit, wurde mit Hilfe eines Heidemannspatels wie bei einer lege artis durchgeführten Füllung in ca. 2 mm dicken, schräg angeordneten Schichten in die Form eingebracht. Jedes Inkrement wurde 40 s lang mit einer Halogen-Polymerisationslampe (Elipar TriLight®, Firma 3M Espe; Wellenlänge 400 - 515 nm) im Standardmodus lichtgehärtet. Auf die letzte, waagrechte Schicht Komposit wurde im noch ungehärteten Zustand ein Stück Platzhalterfolie (Firma Scheu-Dental) aufgelegt, welche mittels einer kleinen, 0,5 mm dicken Plexiglasplatte durch manuellen Druck auf den Rand der Probenform gepresst wurde. Die Lichthärtung des letzten Inkrements erfolgte nun durch die Plexiglasplatte und die Folie hindurch. Auf diese Weise war es möglich, eine glatte und ebene Probenoberfläche zu schaffen, die bündig mit dem Rand der Probenform abschloss und zudem die Bildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht zu verhindern. Nach der Lichthärtung wurden Plexiglasplatte und Folie entfernt, durch das Andrücken der Folie heraus gepresste Überstände beseitigt und die Probe abschließend nochmals für 40 s polymerisiert.

Die Proben der beiden fließfähigen Komposits, Tetric® Flow und Grandio® Flow und der beiden Fissurenversiegler (Admira Seal® und Grandio® Seal) wurden auf ähnliche Weise hergestellt. Auch hier wurde das Material in mehreren Schichten eingebracht, welche einzeln für 40 s polymerisiert wurden, wobei die letzte Schicht durch angepresste Folie und Plexiglasplatte hindurch aushärtete. Die Schichten wurden jedoch mit Metallkanülen direkt in die Form appliziert. Zum Schluss erfolgte auch hier die Überschussentfernung und eine abschließende Polymerisation. Vor allem bei den Fissurenversiegler konnte so eine besonders glatte Probenoberfläche erzielt werden. Bei der Applikation der Materialien aus den Spritzen mit Kanülenaufsatz fiel allerdings auf, dass diese nicht immer völlig homogen aus der Kanüle austraten, sondern sich offenbar teilweise entmischt hatten.

Sämtliche Kompositproben wurden direkt nach der Herstellung zur Lagerung in mit destilliertem Wasser gefüllte, dicht schließende Kunststoffbehälter gegeben und bei Raumtemperatur gelagert.

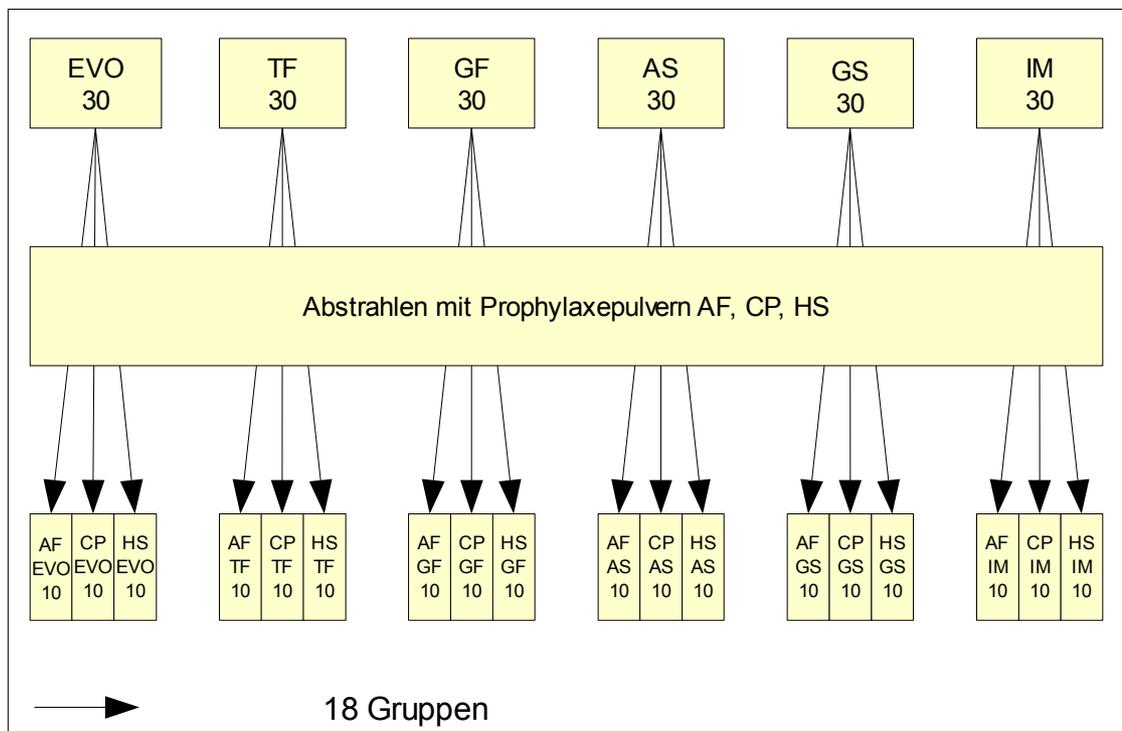
Das Prozedere der Probenherstellung wich beim Glasionomermzement Ionofil Molar AC/Quick® von dem der anderen Proben ab. Die Zementkapseln wurden 2 s lang aktiviert und anschließend für 7 s in ein Mischgerät (Roto Mix®, Firma 3M Espe; Programm 3) gegeben. Dann wurde der Zement mit einer Applikationspistole in die Probenform eingebracht. Um das für eine Probe erforderliche Materialvolumen zu erreichen, war der Inhalt von etwa anderthalb Kapseln nötig. Der Glasionomermzement wurde darauf hin in der Form mit Hilfe eines Heidemannspatels adaptiert. Sofort im Anschluss wurde ein Stück Platzhalterfolie aufgelegt und dieses wie bei den Kompositen mittels einer Plexiglasplatte fest angedrückt, bis der Zement nach 2 min ausgehärtet war. Nach dem Entfernen der heraus gepressten Überstände folgte mit einem Kunststoffpinsel das Auftragen einer dünnen Schicht Heliobond® (Firma Ivoclar Vivadent). Es handelt sich hierbei um einen flüssigen, transparenten Kunststoff ohne Füllkörper. Diese Schicht wurde für 40 s mit der Polymerisationslampe (Elipar TriLight®, Firma 3M Espe) im Standardmodus ausgehärtet. Anschließend folgte zunächst die Lagerung in destilliertem Wasser wie bei den Kompositproben.

Da die Oberflächenqualität der Glasionomermzementproben jedoch sehr zerklüftet und damit unbefriedigend war, wurden diese nachträglich nochmals mit Schleifpapier geglättet. Dazu wurden in eine Läppmaschine (Phoenix Beta® Grinder/Polisher, Firma Buehler) zunächst Schleifpapierscheiben der Stärke 600 Grit eingesetzt. Die Proben wurden während des Schleifvorganges in der Hand gehalten und unter Wasserzulauf mit der Oberfläche an das mit 200 rpm rotierende Schleifpapier gedrückt. Dieser Vorgang wurde mit feinerem Schleifpapier der Stärke 1200 Grit wiederholt. Die Probenoberfläche erschien nun deutlich glatter. Anschließend wurden die Proben mit Druckluft vorsichtig getrocknet und gleich darauf erneut mit einer dünnen Schicht Heliobond® beschickt. Diese Schicht wurde wieder für 40 s lichtgehärtet.

Die Lagerung der Proben erfolgte nun erneut in destilliertem Wasser in dicht schließenden Kunststoffbehältern für bei Raumtemperatur.

### 5.3 Abstrahlen der Proben

Jeweils zehn von 30 Proben eines Füllungsmaterials wurden mit einem der drei Prophylaxepulver behandelt (*Abbildung 2*). Dies führte zur Bildung von 18 verschiedenen Gruppen á zehn Proben, die entsprechend der Kurzbezeichnungen aus *Tabelle 2* und *3* nach Prophylaxepulver und Füllungsmaterial codiert wurden. Zusätzlich enthielt die Codierung die jeweilige Probennummer. So wurde beispielsweise die erste Probe aus Tetric EvoCeram®, die mit Clinpro™ Prophy Powder abgestrahlt wurde CP EVO 1 benannt, Probe Nr. 5 aus Admira Seal®, die mit Air Flow® Prophylaxis Powder behandelt wurde, AF AS 5.

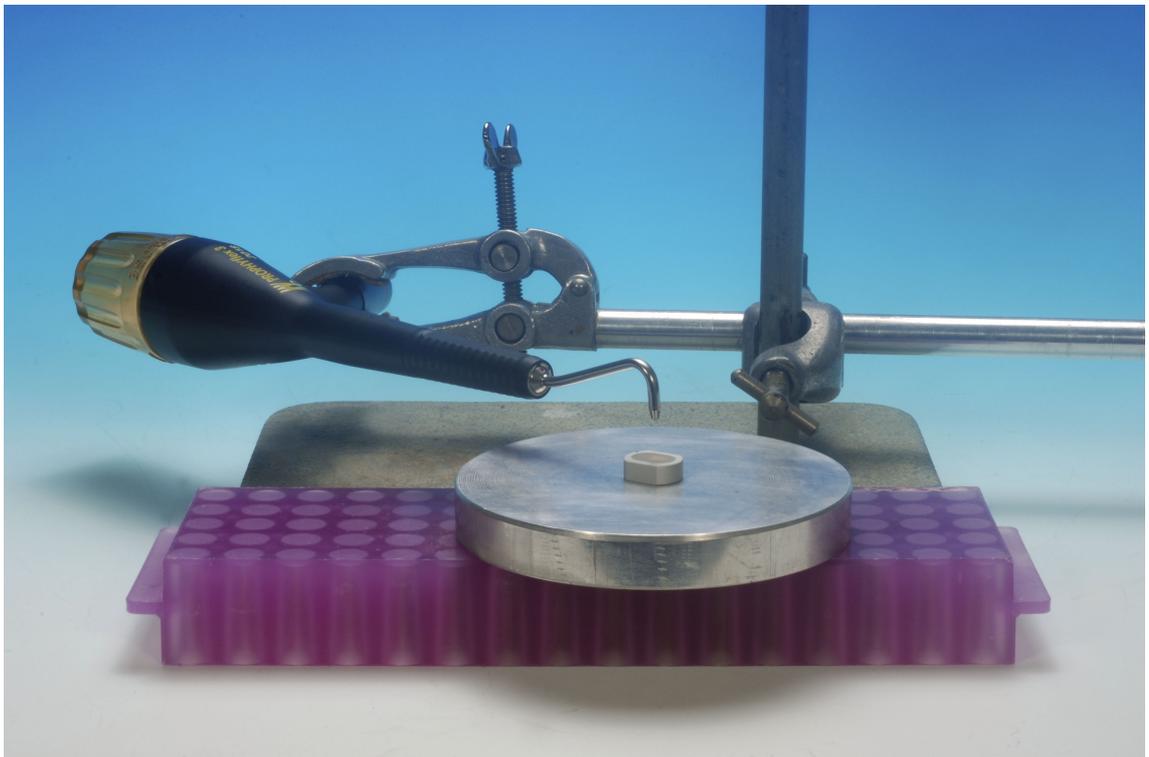


**Abbildung 2**

Schematische Darstellung des Versuchsablaufes. Die Behandlung von je 10 Proben eines Materials mit einem der drei Pulver führte zur Bildung von insgesamt 18 Gruppen.

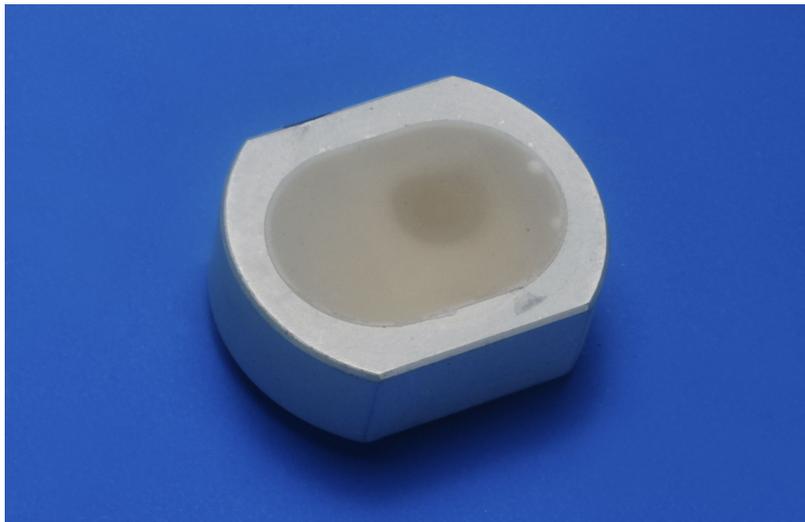
Als Pulverstrahlgerät wurde durchgehend das Gerät PROPHYflex 3 der Firma KaVo verwendet, welches zu den gängigen Geräten dieser Art gehört. In der Pulverkammer dieses Gerätes ist es möglich, durch Einsetzen unterschiedlicher Schrauben die Pulverdosis zu regulieren. Hier wurde stets die Schraube für die hohe Pulverdosis verwendet. Jede Probe wurde bei einem Strahlwinkel von  $90^\circ$  und einem Abstand der Strahldüse zur Probenoberfläche von 10 mm für eine Dauer von 10 s mit dem jeweiligen Pulver abgestrahlt.

Für die Versuchsdurchführung wurde das Pulverstrahlgerät in einer Haltevorrichtung arretiert, um die senkrechte Ausrichtung der Strahldüse auf die Probenoberfläche während des gesamten Behandlungsvorganges zu gewährleisten (*Abbildung 3*). Danach wurde die Multiflex-Kupplung der Behandlungseinheit an das Gerät angeschlossen. Die Proben selbst wurden in die bereits bei ihrer Herstellung verwendete Halterung gesteckt. Um einen immer gleichen Abstand der Austrittsöffnung des Pulverstrahlgeräts zur Probenoberfläche sicherzustellen, wurde dieser vor jedem Strahlvorgang unter Zuhilfenahme einer 10 mm dicken Plexiglasplatte neu eingestellt.



**Abbildung 3**  
Versuchsaufbau.

Die Proben wurden gruppenweise mit den Prophylaxepulvern behandelt, d. h. pro Arbeitsgang wurden mit einem Pulver zehn Proben des selben Materials bearbeitet. Jede Probe wurde zum Abstrahlen aus ihrem Lagerbehältnis entnommen, vorsichtig mit Druckluft getrocknet und dann in die Probenhalterung gesteckt. Zu Beginn eines Arbeitsganges und nach jeder fünften Probe einer Gruppe wurde der Pulvertank des Strahlgeräts bis zu einer bei drei Viertel seiner Höhe festgesetzten Markierung aufgefüllt. Darauf folgte das Einstellen des Abstandes der Strahldüse zur Probenoberfläche von 10 mm mit Hilfe der Plexiglasplatte in der entsprechenden Dicke. Nun wurde der Strahlvorgang mit dem Fußbedienelement der Behandlungseinheit gestartet und nach 10 s wieder gestoppt. Anschließend wurden die Proben entnommen, mit Wasserspray von Pulverrückständen befreit und mit Druckluft vorsichtig getrocknet.



**Abbildung 4**

Probe nach der Pulverstrahlbehandlung. Der entstandene Defekt ist makroskopisch erkennbar.

Die Proben wiesen hiernach einen makroskopisch erkennbaren, kraterförmigen Defekt auf (*Abbildung 4*). Die Lagerung erfolgte gruppenweise in entsprechend beschrifteten, mit frischem destilliertem Wasser gefüllten Kunststoffbehältern bei Raumtemperatur.

## 5.4 Replikaherstellung

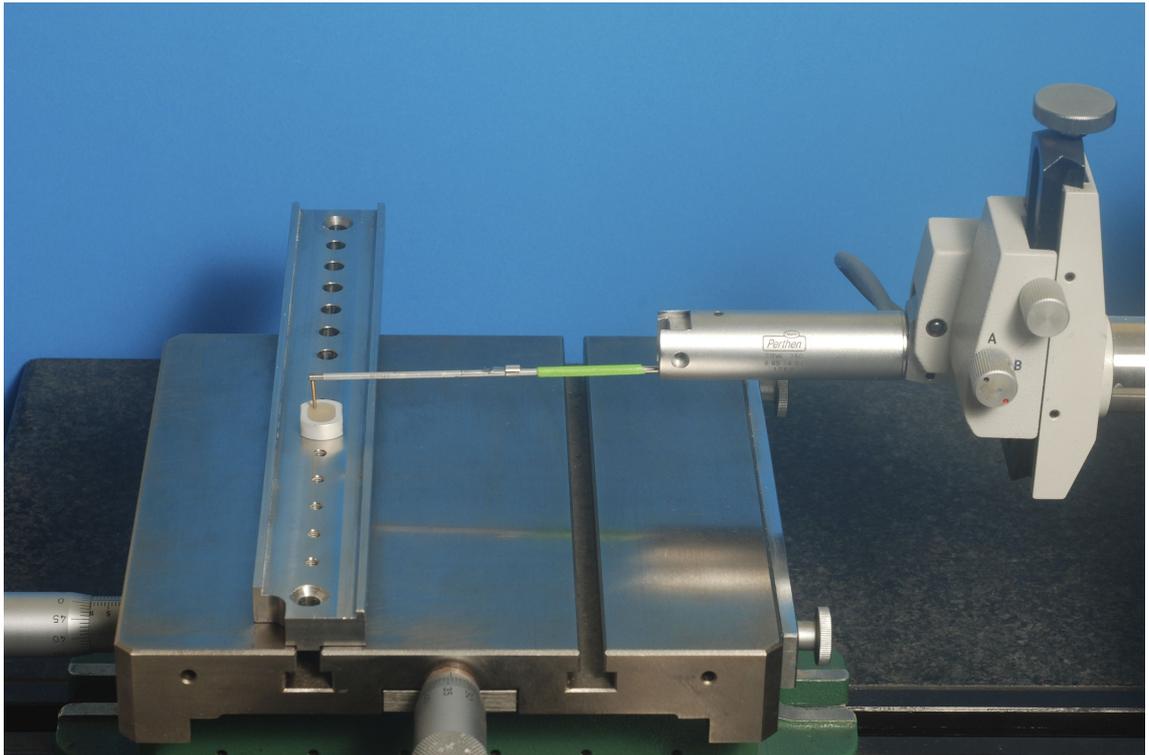
Die Diamantastnadel des Profilometers verursacht auf den Proben Oberflächenveränderungen, so dass diese hiernach für eine Auswertung mit Hilfe des Elektronenmikroskopes nicht mehr geeignet sind. Daher war es nötig, von denjenigen Proben Repliken herzustellen, die beiden Untersuchungsmethoden zugeführt werden sollten. Zudem wurden von sämtlichen Proben aus Glasionomermazement Repliken hergestellt, da die Gefahr bestand, dass die Originalproben während des etwa 2 Stunden andauernden Tastvorganges unter dem Profilometer austrocknen und es so zu Craquelierungen ihrer Oberfläche kommt.

Die Proben wurden zunächst nach der Doppelmischtechnik abgeformt, wobei ein additionsvernetzendes Silikonabformmaterial zur Verwendung kam. Dazu wurde das knetbare Zweikomponentenmaterial Contrast® putty soft (Firma Voco) im Verhältnis 1:1 mit der Hand angemischt und Verschlusskappen von Getränkeflaschen damit beschickt. Sofort im Anschluss wurde auf die mit Isopropanol 70% gereinigte und getrocknete Probenoberfläche das strukturvisköse Kartuschenmaterial Contrast® light fast (Firma Voco) aufgebracht und die Probe mit der Oberfläche voran ausreichend tief in das knetbare Material gedrückt. Nach dem Erhärten des Silikons wurde die Probe wieder entfernt, ihre Oberfläche nochmals mit Isopropanol 70% gereinigt und in ihr Lagerbehältnis zurückgegeben.

Nachdem die Silikonformen für 24 Stunden bei Raumtemperatur gelagert wurden, erfolgte das Ausgießen mit dem Epoxidharz AlphaDie Top® apricot (Firma Schütz Dental). Um Lufteinschlüsse in den Repliken zu vermeiden, wurden die Formen auf einem Rüttler ausgegossen und anschließend 15 min lang in einem trockenen Drucktopf gehärtet. Das Entnehmen der Repliken aus den Formen erfolgte nach einer ausreichenden Härtezeit von 24 Stunden.

## 5.5 Quantitative Untersuchung mit dem Perthometer

Um die maximale Tiefe der Defekte und den jeweils entstandenen Volumenverlust der Proben quantitativ zu bestimmen, wurden die Proben bzw. entsprechende Repliken mit einem Profilometer (Perthometer S3P, Firma Feinprüf Perthen) untersucht (*Abbildung 5*).



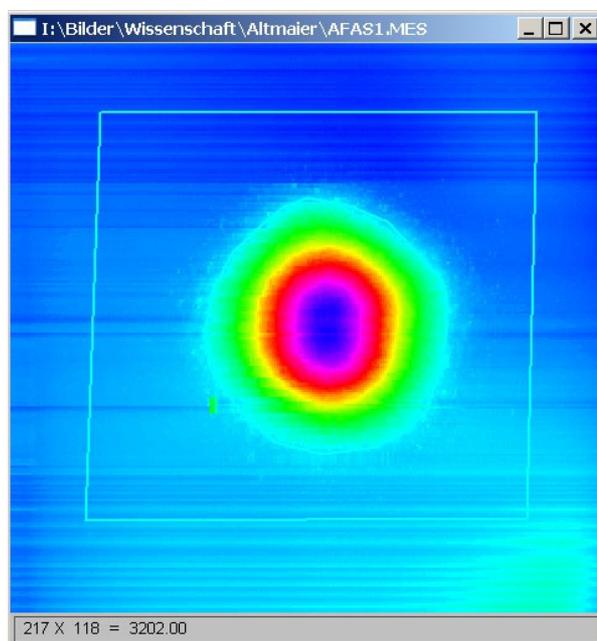
**Abbildung 5**  
Abtastung der Probenoberfläche im Perthometer.

Dazu mussten die Proben zunächst plan auf einen Kreuztisch montiert werden. Dieser wurde mit Hilfe eines Mikroschrittmotors immer dann in y-Richtung bewegt, wenn die die Diamantastnadel des Perthometers eine Zeile in x-Richtung fertig abgetastet hatte. Die gewählte Schrittweite des Motors und dem entsprechend auch der Abstand der abgetasteten Zeilen betrug 25 µm.

Um die Defekte auf den Proben inklusive eines ausreichend großen Areals unversehrter Probenoberfläche als Bezugsebene vollständig zu erfassen, wurde immer ein rund 6x6 mm großes Quadrat abgetastet und die Proben so eingespannt, dass der Defekt möglichst zentral in diesem Quadrat lag. Bei

einem Linienabstand von 25  $\mu\text{m}$  wurden also pro Probe 240 Zeilen von 6 mm Länge abgetastet. Die Auflösung betrug sowohl in y- wie auch in x-Richtung 25  $\mu\text{m}$ . Der Tiefenwert (z-Wert) wurde mit einer Genauigkeit von 0.5  $\mu\text{m}$  erfasst.

Die Daten jeder einzelnen abgetasteten Spur einer Probe wurden elektronisch erfasst und einer Datei hinzugefügt. Die Auswertungssoftware Xpert 5.02 (Zahnklinik 1, Universitätsklinikum Erlangen) zeigt diese Datei als Graustufenbild an. Zur besseren optischen Differenzierung ist es auch möglich, sich dieses Bild farbcodiert darstellen zu lassen (*Abbildung 6*). Um den Defekt zu erfassen wurde dieser nun mit der Computermaus umfahren. Aus der unversehrten Oberfläche, die bei der Abtastung mit erfasst wurde, ermittelte das Programm eine Referenzebene. In Relation zu dieser Ebene wurde dann die maximale Defekttiefe und der Verlust an Materialvolumen für jede Probe errechnet.



**Abbildung 6**

Darstellung der Probe als Graustufenbild in der Auswertungssoftware Xpert. Hier wurde der RGB-Modus gewählt, um einen besseren Kontrast zu erzielen. Das Viereck um den kreisförmigen Defekt herum markiert die Referenzebene.

Die statistische Analyse erfolgte mit SPSS Win 16.0 (Firma SPSS). Der Einfluss der Prophylaxepulver und der Füllungsmaterialien auf den Substanzverlust wurden durch eine Varianzanalyse des Volumenverlustes und der Defekttiefe bestimmt (ANOVA, mod. LSD-Test nach Bonferroni,  $p < 0,05$ ). Homogene Untergruppen wurden für die verschiedenen Materialien und die drei Pulver errechnet (Tukey B Test,  $p < 0,05$ ).

## **5.6 Qualitative Untersuchung im REM**

Für die qualitative Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop (ISI SR 50, Firma Akashi) wurden exemplarisch aus jeder der 18 Gruppen zwei Proben zufällig ausgesucht. Da von diesen Proben vorher Repliken hergestellt wurden, welche dann für die Oberflächenabtastung im Perthometer zur Verfügung standen, konnten hier die Originalproben verwendet werden. Es resultierten insgesamt 36 Proben von denen rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen angefertigt werden sollten.

Diese wurden zunächst mit Hilfe eines Sputtergerätes (SCD 050, Firma Bal-Tec) bei einer Beschichtungszeit von 120 s mit einer dünnen Goldschicht versehen. Die Originalproben mussten hierfür, da sie sich ja in den Probenhaltern für den Erlanger Kausimulator befanden, auf spezielle Probenträger mit einem Loch in der Mitte aufgesteckt werden.

Auch von den drei verwendeten Prophylaxepulvern wurden elektronenmikroskopische Bilder erstellt. Dazu mussten die Pulver jeweils in einer möglichst dünnen Schicht auf ein Kohlenstoffklebepad (Firma Provac) gestreut werden. Die so hergestellten Proben der drei Pulver wurden ebenso auf einen Probenträger aufgebracht und mit Gold besputtert.

## 6 Ergebnisse

### 6.1 Ergebnisse der quantitativen Untersuchung

Eine erste Zusammenfassung der Rohdaten erfolgt in *Tabelle 4*.

Diese zeigt, geordnet nach den verwendeten Pulvern, für alle 18 Gruppen die Mittelwerte der maximalen Defekttiefen und der Defektvolumina. Zusätzlich sind die entsprechenden Standardabweichungen angegeben.

		N	Max. Defekttiefe ( $\mu\text{m}$ )		Defektvolumen ( $\text{mm}^3$ )	
			X	S	X	S
Henry Schein	Tetric EvoCeram®	10	153.4	31.2	0.19	0.05
Acclean Polishing Powder	Tetric® Flow	10	239.5	50.6	0.40	0.11
	Grandio® Flow	10	304.2	33.7	0.65	0.11
	Admira Seal®	10	173.6	43.8	0.27	0.05
	Grandio® Seal	10	212.5	40.8	0.44	0.09
	Ionofil Molar®	10	198.5	47.9	0.39	0.10
AirFlow®	Tetric EvoCeram®	10	156.3	59.4	0.21	0.07
Prophylaxis Powder	Tetric® Flow	10	282.6	36.3	0.46	0.08
	Grandio® Flow	10	326.3	33.2	0.65	0.10
	Admira Seal®	10	190.8	23.6	0.32	0.05
	Grandio® Seal	10	232.7	29.8	0.47	0.07
	Ionofil Molar®	10	234.4	42.7	0.42	0.09
Clinpro™	Tetric EvoCeram®	10	42.8	13.4	0.05	0.05
Prophy Powder	Tetric® Flow	10	139.2	27.1	0.19	0.02
	Grandio® Flow	10	78.9	32.0	0.10	0.06
	Admira Seal®	10	109.1	30.3	0.03	0.07
	Grandio® Seal	10	117.3	32.8	0.18	0.04
	Ionofil Molar®	10	85.8	18.7	0.13	0.04

**Tabelle 4**

Mittelwerte (X) und entsprechende Standardabweichungen (S) der maximalen Defekttiefen und der Defektvolumina für die Materialien in den verschiedenen Pulvergruppen.

*Tabelle 5* zeigt am Beispiel der Defektvolumina der Materialien in den drei Pulvergruppen die Signifikanzen zwischen den entsprechenden Mittelwerten.

Material Pulver	TF			GF			AS			GS			IM			Material
	HS	AF	CP													
	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.03	0.05	0.01	0.44	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	EVO
				0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.34	0.82	0.72	0.68	0.30	0.01	TF
							0.001	0.001	0.004	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001	0.23	GF
										0.001	0.001	0.001	0.01	0.01	0.001	AS
													0.18	0.21	0.02	GS

**Tabelle 5**

Signifikanzen zwischen den Mittelwerten der Defektvolumina der Materialien in den drei Pulvergruppen (p-Werte berechnet mit ANOVA, mod. LSD).

In *Tabelle 6* und *7* sind die Berechnungen der homogenen Untergruppen dargestellt. Tetric EvoCeram® zeigt die kleinsten Werte sowohl für die Defektvolumina als auch für die maximalen Defekttiefen (*Tabelle 6*). An zweiter Stelle dieser Rangliste folgt der Fissurenversiegler Admira Seal®. Das Flowable Grandio® Flow weist die höchsten Defektvolumina auf, während es sich bezüglich der maximalen Defekttiefen den 4. Rang mit Tetric® Flow teilt. Bezüglich der Defektvolumina teilt sich das Flowable Tetric® Flow den 3. Rang mit dem Glasionomerzement Ionofil Molar®, dessen Defekttiefen wiederum gemeinsam mit Admira Seal® den 2. Rang belegen. Grandio® Seal ordnet sich zwischen den beiden Flowables in die Rangfolge ein.

		Untergruppe					
		N	1	2	3	4	5
Tukey B	EVO	30	0.15 / 117.5				
	AS	30		0.21 / 157.8			
	IM	30		- / 172.9	0.31 / -		
	TF	30			0.35 / -	0.35 / 220.4	
	GS	30			- / 187.5	0.37 / -	
	GF	30				- / 236.5	0.47 / -

**Tabelle 6**

Mittelwerte innerhalb der Materialuntergruppen (Defektvolumen (mm<sup>3</sup>) / maximale Defekttiefe (µm); Tukey B, p = 0,05).

Clinpro™ Prophy Powder verursacht auf den Materialien sowohl die geringsten Defektvolumina als auch die geringsten Defekttiefen (*Tabelle 7*). Die beiden anderen Pulver zeigen im Gegensatz dazu bezüglich beider Parameter deutlich höhere Werte, wobei diese sich untereinander nur geringfügig unterscheiden.

		N	Untergruppe		
			1	2	3
Tukey B	CP	60	0.12 / 95.5		
	HS	60		0.39 / 213.6	
	AF	60			0.42 / 237.2

**Tabelle 7**

Mittelwerte innerhalb der Materialuntergruppen (Defektvolumen (mm<sup>3</sup>) / max. Defekttiefe (µm); Tukey B, p = 0,01).

Die in *Tabelle 6* dargestellte Rangfolge der Füllungsmaterialien unterscheidet nicht nach den drei Pulvern. *Tabelle 8* sortiert die Mittelwerte der Defektvolumina aus *Tabelle 4* innerhalb der Pulvergruppen in aufsteigender Reihenfolge.

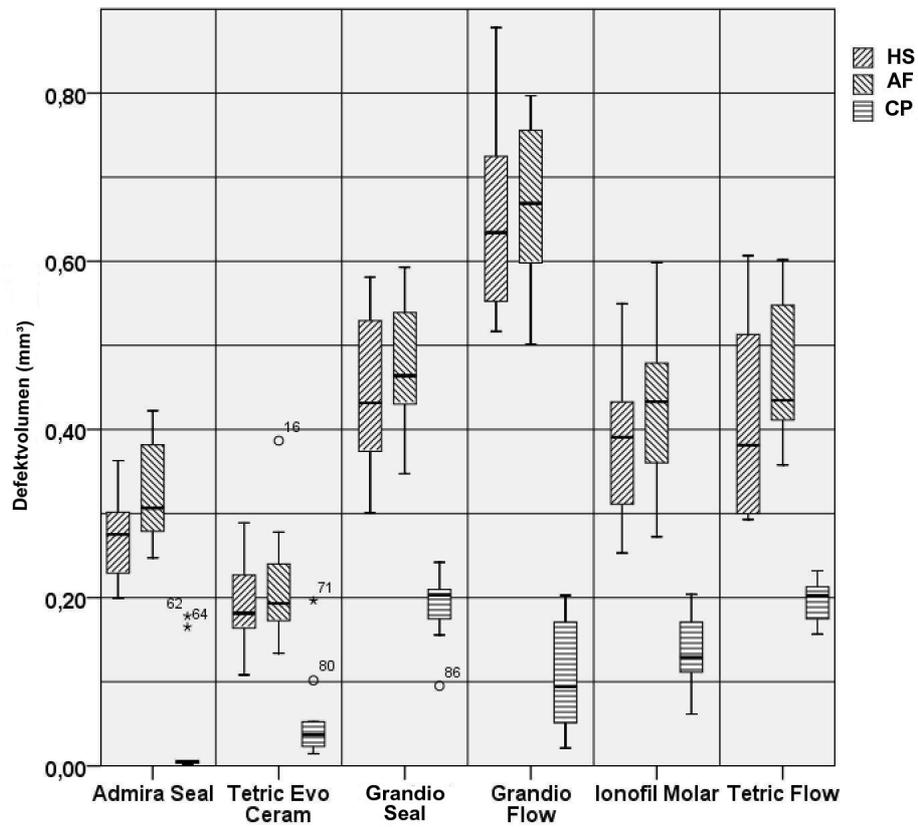
Pulver	Defektvolumen					
	HS		AF		CP	
	Rangfolge der Materialien	X(mm <sup>3</sup> )	Rangfolge der Materialien	X(mm <sup>3</sup> )	Rangfolge der Materialien	X(mm <sup>3</sup> )
	<b>EVO</b>	0,19	<b>EVO</b>	0,21	<b>AS</b>	0,03
	<b>AS</b>	0,27	<b>AS</b>	0,32	<b>EVO</b>	0,05
	<b>IM</b>	0,39	<b>IM</b>	0,42	<b>GF</b>	0,10
	<b>TF</b>	0,40	<b>TF</b>	0,46	<b>IM</b>	0,13
	<b>GS</b>	0,44	<b>GS</b>	0,47	<b>GS</b>	0,18
	<b>GF</b>	0,65	<b>GF</b>	0,65	<b>TF</b>	0,19

**Tabelle 8**

Rangfolge der Materialien bezüglich ihrer Defektvolumina in den verschiedenen Pulvergruppen. Die Rangfolge wurde aufsteigend nach den Mittelwerten (X) aus *Tabelle 4* erstellt. Die dazugehörigen Signifikanzen können *Tabelle 5* entnommen werden.

Es wird ersichtlich, dass die Rangfolgen der Füllungsmaterialien in den Gruppen HS und AF übereinstimmen, die Rangfolge in Gruppe CP jedoch abweicht. Besonders auffällig ist zunächst, dass in dieser Gruppe der Fissurenversiegler Admira Seal® im Gegensatz zu den beiden anderen Gruppen vor Tetric EvoCeram® steht. Die Werte unterscheiden sich jedoch nicht signifikant (*Tabelle 5*). Des Weiteren weist Grandio® Seal in dieser Pulvergruppe geringere Defektvolumina auf als in den anderen beiden Gruppen.

Die in den vorangegangenen Tabellen bezüglich der Defektvolumina dargestellten Ergebnisse lassen sich in *Abbildung 7* nochmals nachvollziehen. Jede Box stellt hier eine der 18 Gruppen dar. Der sich in der Box befindliche Querbalken markiert den Median der zehn Einzelwerte. Die untere und obere Begrenzung der Boxen zeigen die 25. bzw. 75. Perzentile, die Begrenzungsstriche der Antennen die 10. und 90. Perzentile. Letztere stehen im vorliegenden Fall für jeweils einen einzigen Wert, nämlich den jeweils höchsten und niedrigsten Wert der zehn Einzelwerte einer Gruppe.



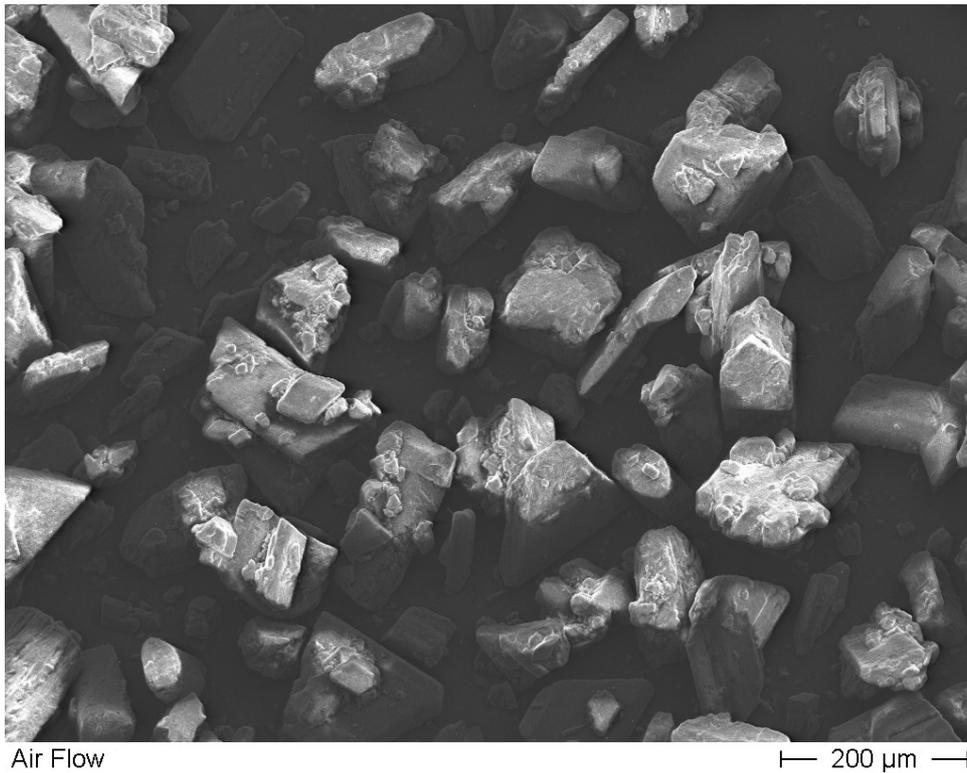
**Abbildung 7**

Boxplotdiagramm zur Darstellung der Defektvolumina in mm<sup>3</sup>. Die verschiedenen Pulver sind durch unterschiedliche Schraffur der Boxen markiert (HS: Henry Schein Acclean Polishing Powder, AF: Air Flow® Prophylaxis Powder, CP: Clinpro™ Prophy Powder).

## 6.2 Ergebnisse der qualitativen Untersuchung

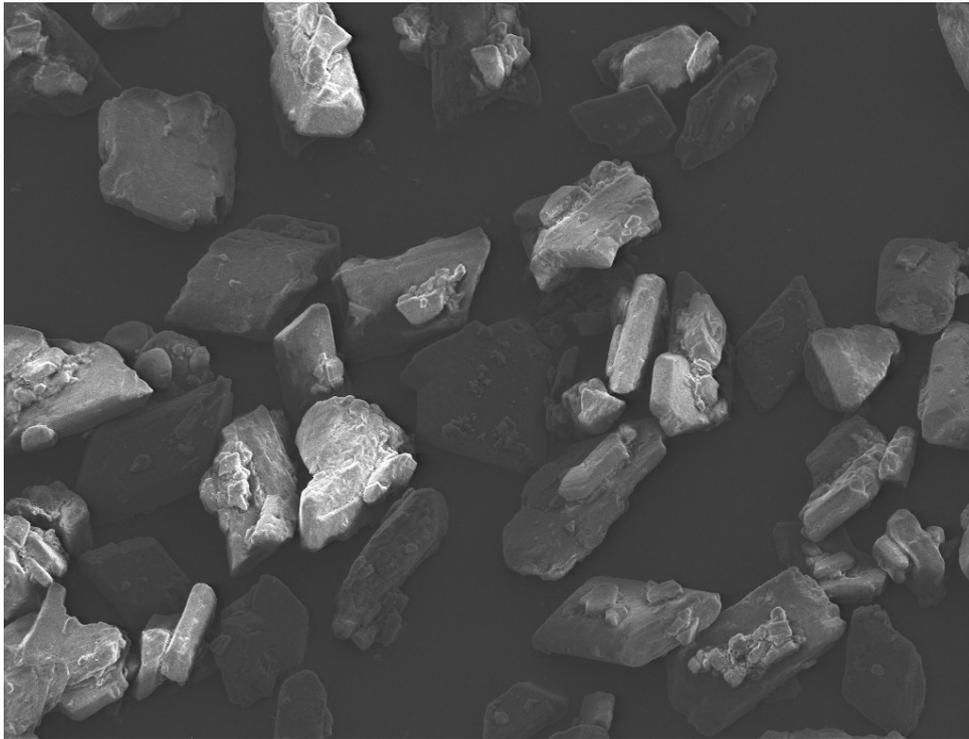
### 6.2.1 Elektronenmikroskopische Aufnahmen der Pulver

Die *Abbildungen 8* und *9* zeigen elektronenmikroskopische Aufnahmen der beiden Prophylaxepulver auf Natriumbikarbonatbasis. Es sind jeweils Pulverkörner sehr unterschiedlicher Größe und Struktur erkennbar.



#### **Abbildung 8**

Air Flow® Prophylaxis Powder auf Natriumbikarbonatbasis. Die Pulverkörner weisen deutliche Formunterschiede auf. Die Größe ist ebenso uneinheitlich und erreicht bis zu 200 µm.

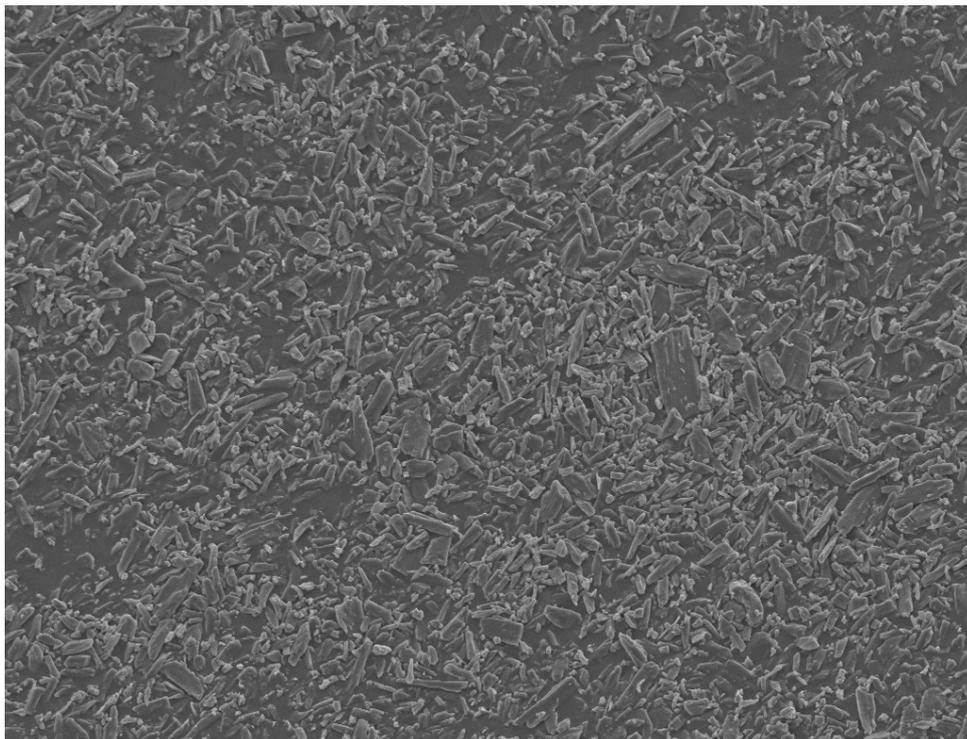


Henry Schein

— 200  $\mu\text{m}$  —**Abbildung 9**

Henry Schein Acclean Polishing Powder auf Natriumbikarbonatbasis. Auch hier zeigen sich, ähnlich dem Bild bei Air Flow® Prophylaxis Powder, deutliche Unterschiede in Größe und Form der einzelnen Pulverpartikel. Diese weisen hier ebenfalls eine Größe bis zu 200  $\mu\text{m}$  auf.

Abbildung 10 zeigt das Pulver auf Basis der Aminosäure Glycin. Die Struktur dieses Pulvers unterscheidet sich erheblich von der der beiden Pulver auf Natriumbikarbonatbasis. Auffällig ist zunächst die wesentlich geringere Größe der einzelnen Pulverkörner im Gegensatz zu den beiden anderen Pulvern. Weitere Besonderheiten dieses Pulvers sind die länglichen Form und die matte, aber homogene Oberfläche der einzelnen Körner.



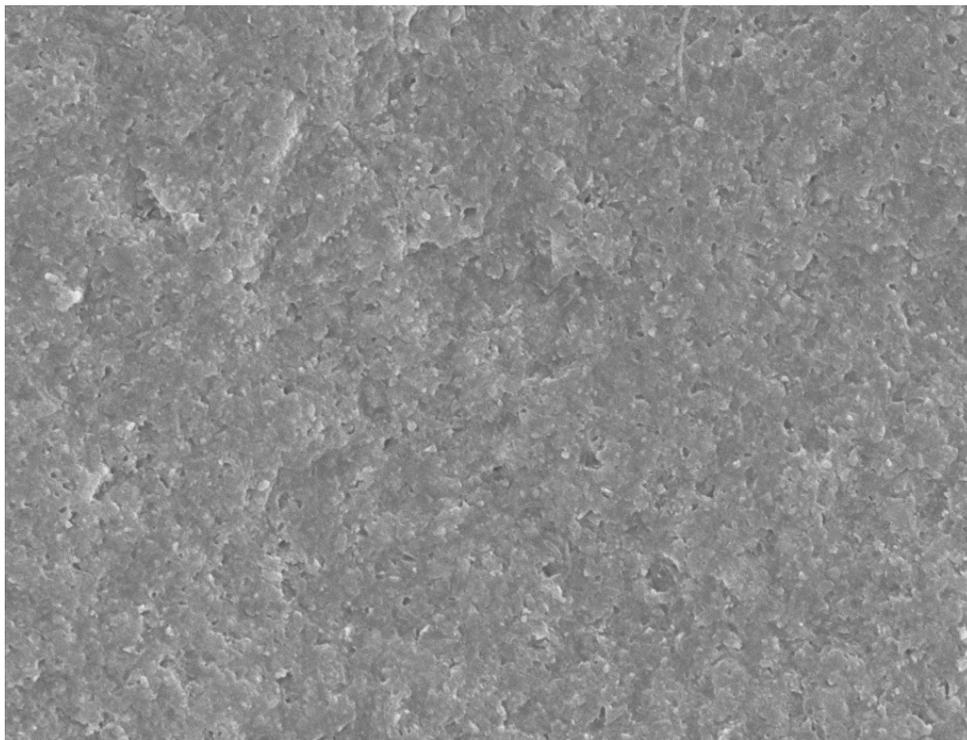
Clinpro Powder

— 200  $\mu\text{m}$  —

**Abbildung 10**  
Glycinbasiertes Prophylaxepulver Clinpro™ Prophy Powder. Die Körner besitzen eine längliche Struktur und weisen eine matte, aber glatte Oberfläche auf. Einige Pulverkörner erreichen bis zu 100  $\mu\text{m}$ , der Großteil bleibt jedoch deutlich darunter.

### 6.2.2 Elektronenmikroskopische Aufnahmen der Füllungsmaterialien

Die Proben aus dem Fissurenversiegler Admira Seal® weisen im Bereich des Defektes eine homogen schuppige und fein strukturierte Oberfläche auf, exponierte Füllkörper sind nicht identifizierbar (*Abbildung 11*).



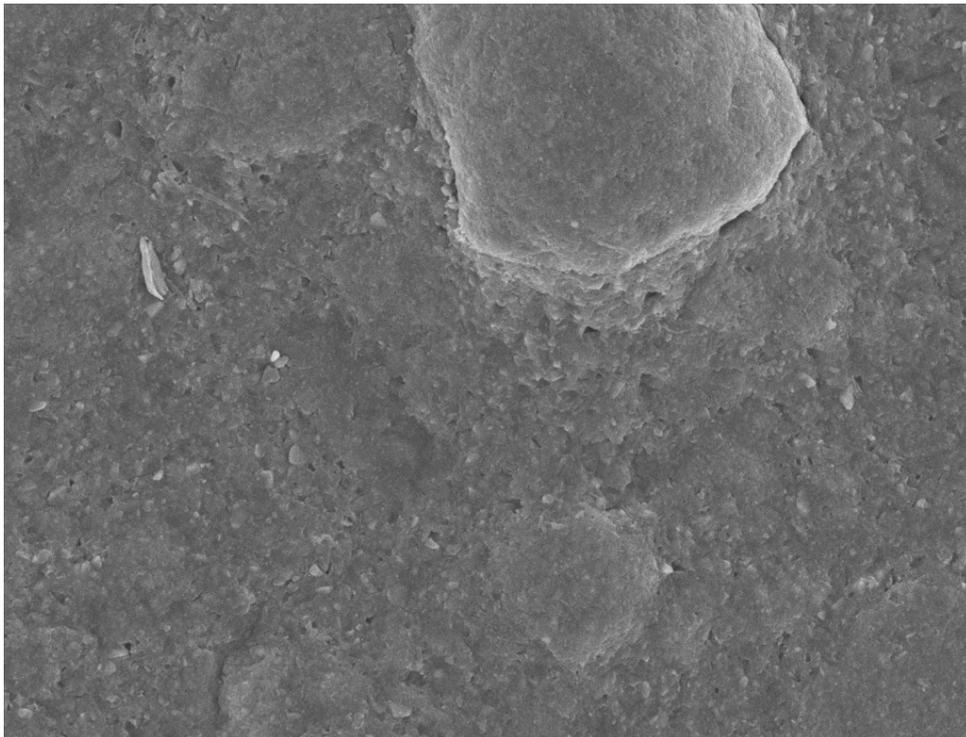
AF AS 9 Defektmittle

— 20 µm —

#### **Abbildung 11**

Defektmittle einer Probe aus Admira Seal®, die mit Air Flow® Prophylaxis Powder behandelt wurde. Die Defektoberfläche stellt sich weitgehend homogen mit schuppenartiger Struktur dar. Einzelne Füllkörper lassen sich nicht identifizieren.

Bei Tetric EvoCeram® werden durch die Pulverstrahlbehandlung große Präpolymerisate und kleinere Füllkörper exponiert, wodurch ein ungleichmäßiges, zerklüftetes Oberflächenrelief zustande kommt (*Abbildung 12*).



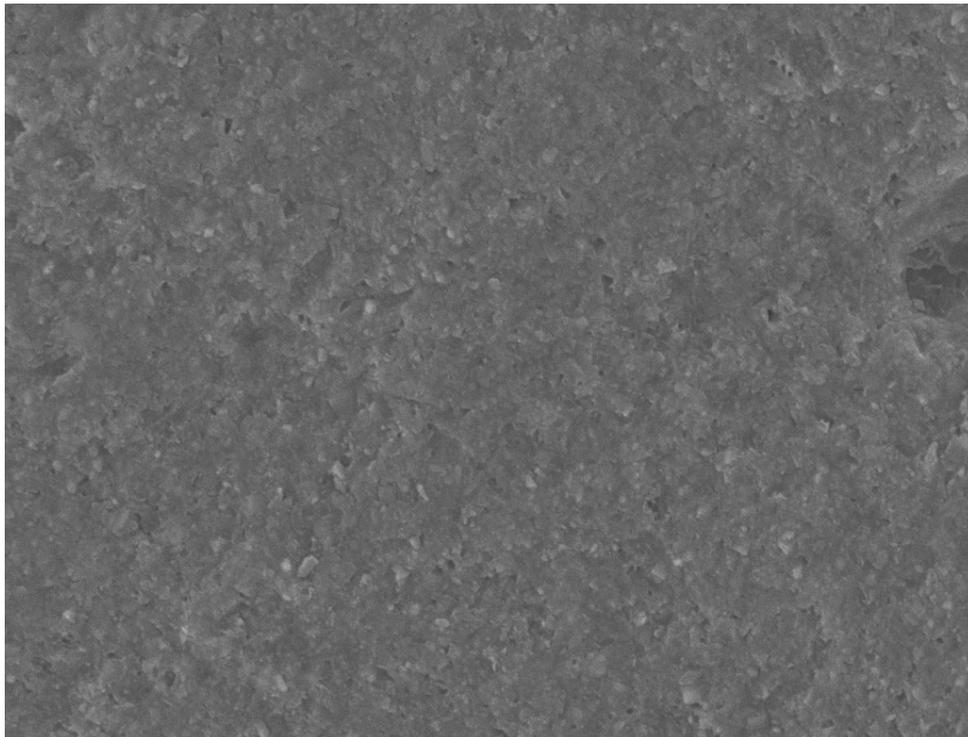
AF Evo 2 Defektmittle

— 20 µm —

**Abbildung 12**

Defektmittle einer Probe aus Tetric EvoCeram®, die mit Air Flow® Prophylaxis Powder behandelt wurde. Erkennbar sind exponierte Füllkörper verschiedener Größe. Ein vergleichsweise großer Füllkörper, vermutlich ein Präpolymerisat, ist am oberen Rand der Abbildung sichtbar. Er weist eine Größe von etwa 30 µm auf.

Tetric® Flow weist ähnlich wie Admira Seal® eine feine Oberflächenstruktur auf. Es sind kleine, exponierte Füllkörper identifizierbar. Des weiteren erkennt man Vertiefungen, welche durch das Herauslösen von Füllkörpern entstanden sein könnten (*Abbildung 13*).



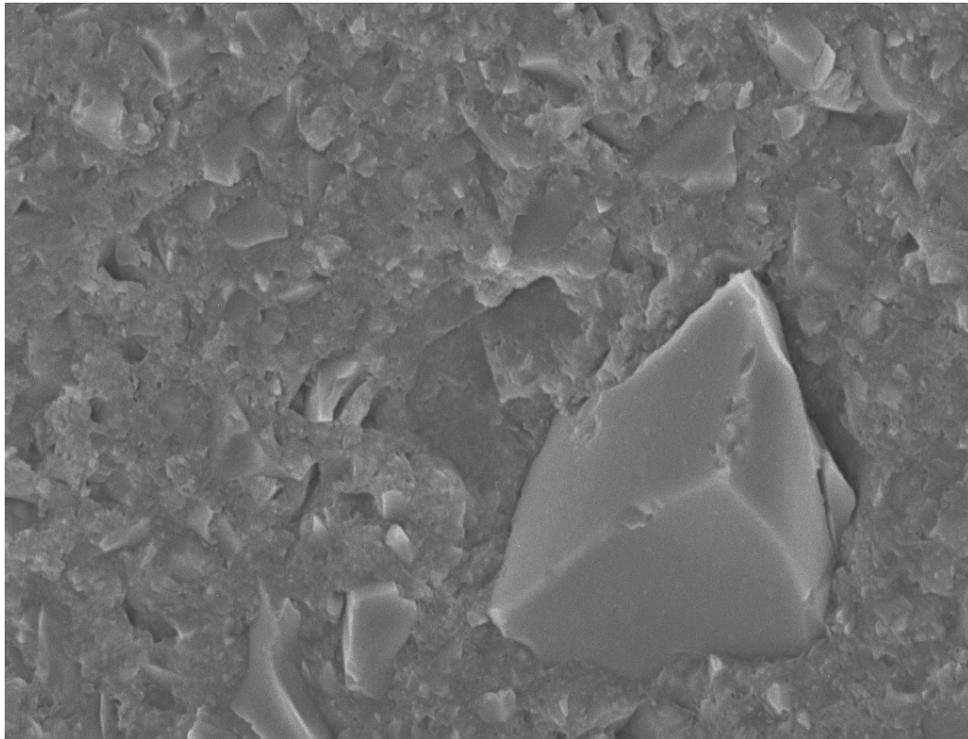
AF TF 4 Defektmittle

— 20 µm —

**Abbildung 13**

Defektmittle einer Probe aus Tetric® Flow, die mit Air Flow® Prophylaxis Powder behandelt wurde. Die Defektoberfläche wirkt weitgehend homogen und fein strukturiert. Es sind vorwiegend kleine Füllkörper mit einer Größe unter 5 µm sichtbar. Auch Fehlstellen, die durch das Herauslösen der Füllkörpern aus dem Material entstanden sein könnten, sind zu erkennen.

Im Gegensatz dazu werden bei Grandio® Flow heraus stehende Füllkörper unterschiedlicher Größe deutlich sichtbar, wodurch die Defektoberfläche eine sehr grobe Struktur erhält (*Abbildung 14*).



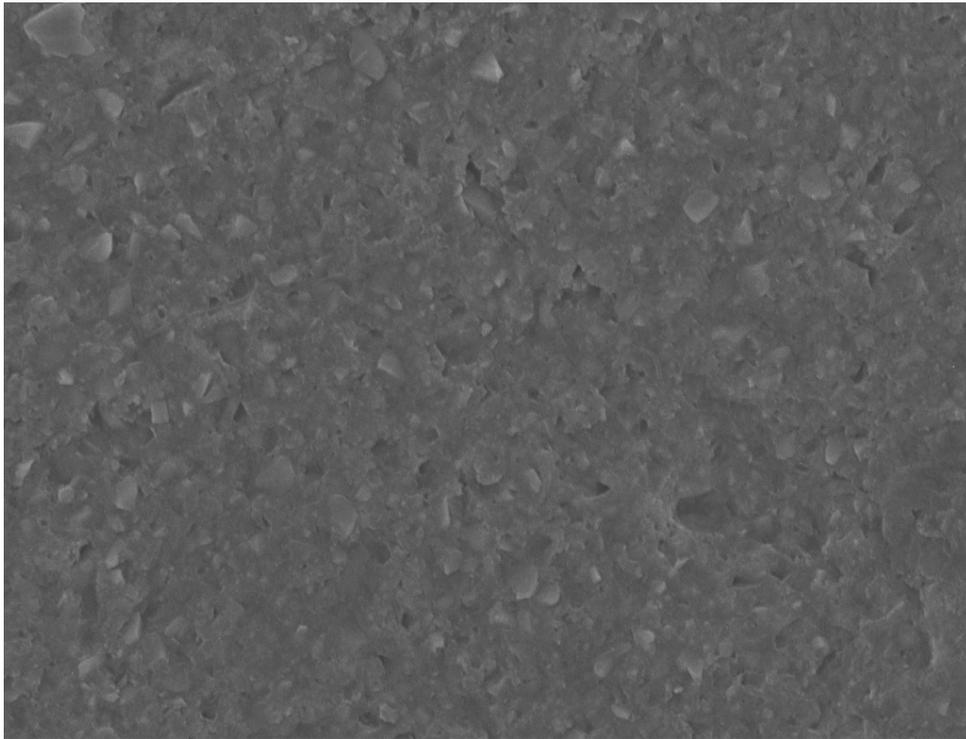
AF GF 4 Defektnitte

— 20 µm —

**Abbildung 14**

Defektnitte einer Probe aus Grandio® Flow, die mit Air Flow® Prophylaxis Powder behandelt wurde. Hier zeigen sich exponierte Füllkörper verschiedenster Größen bis etwa 10 µm sowie ein einzelner, über 30 µm großer Füllkörper.

Die Defektoberfläche von Grandio® Seal unterscheidet sich deutlich von jener von Admira Seal® und zeigt frei liegende Füllkörper, welche alle gleich groß erscheinen (*Abbildung 15*). Bezüglich der Größe und Menge der freigelegten Füllkörper kann Grandio® Seal zwischen Tetric® Flow und Grandio® Flow eingeordnet werden.



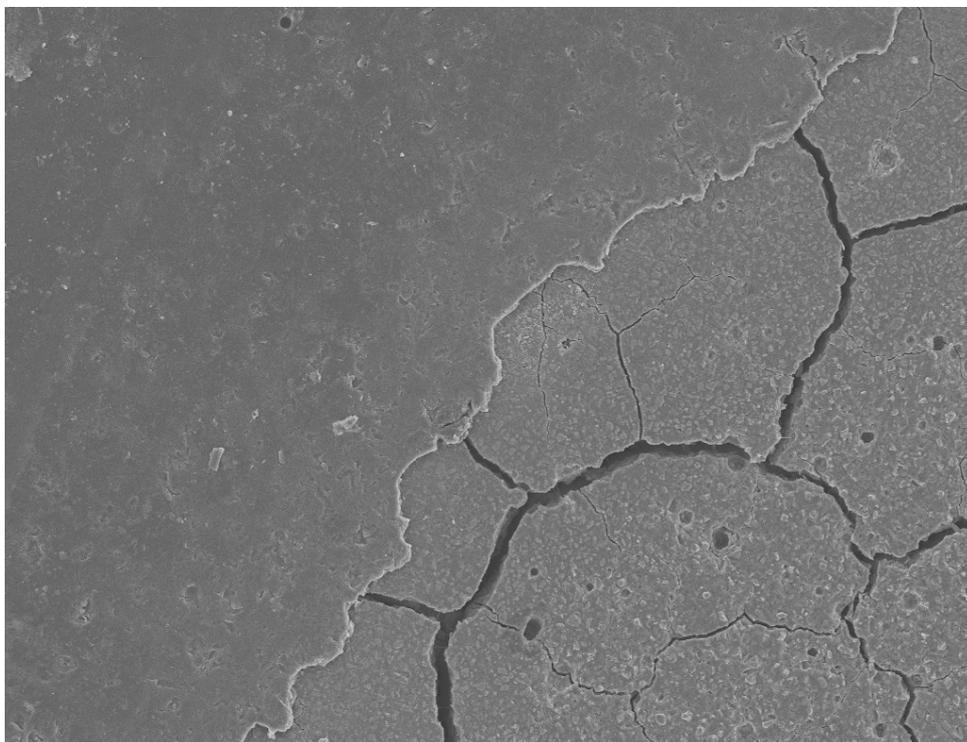
AF GS 8 Defektmittle

— 20 µm —

**Abbildung 15**

Defektmittle einer Probe aus Grandio® Seal, die mit Air Flow® Prophylaxis Powder behandelt wurde. Die Defektstruktur ist homogen und zeigt etwa gleich große, exponierte Füllkörper. Auch Fehlstellen, die auf bereits aus dem Material heraus gelöste Füllkörper schließen lassen, sind erkennbar.

Abbildung 16 zeigt die Aufnahme einer Probe aus dem Glasionomerzement Ionofil Molar AC/Quick®. Dargestellt ist der Randbereich des Defektes. Die auf die Probenoberfläche aufgetragene Bondingschicht wurde im Bereich des Defektes durch den Pulverstrahl vollständig entfernt, ist am Rand jedoch noch erhalten. Auf der Bondingschicht sind Vertiefungen sichtbar, die vermutlich von auftreffenden Pulverpartikeln verursacht wurden. Im Defektbereich sind die Körner des enthaltenen Glaspulvers freigelegt. Die Risse in der Probe wurden durch das vor dem Besputtern erforderliche Trocknen hervorgerufen.



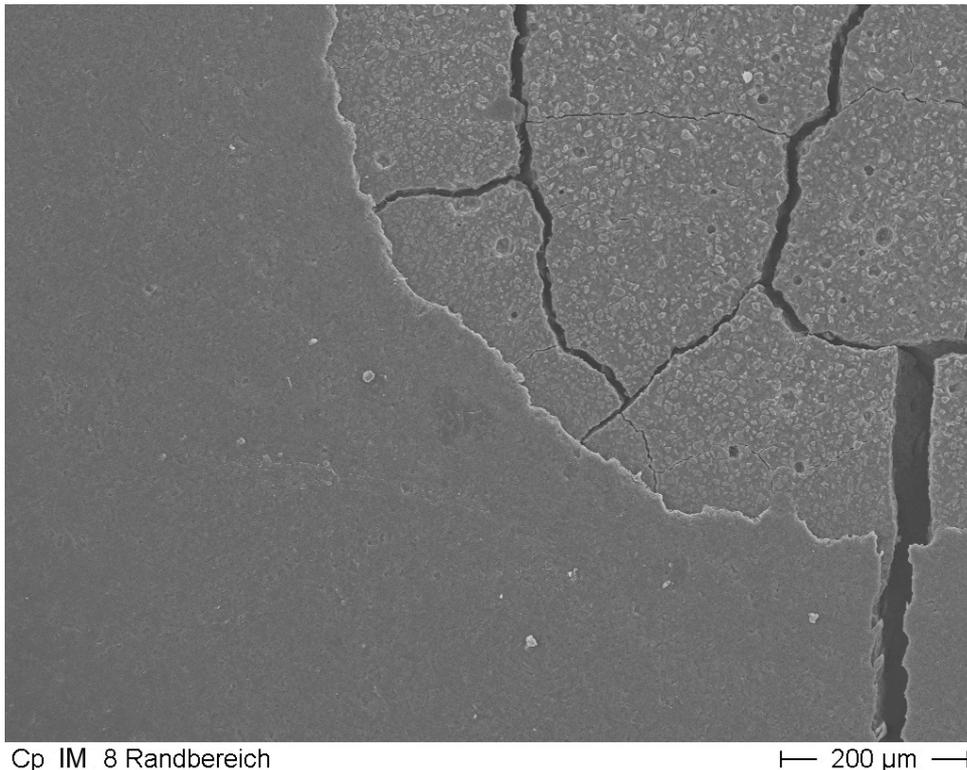
HS IM 1 Randbereich

— 200 µm —

**Abbildung 16**

Randbereich des Defektes einer Probe aus Ionofil Molar AC/Quick®, die mit Henry Schein Acclean Polishing Powder behandelt wurde. Der rechte untere Bildbereich zeigt die Oberfläche des Glasionomerzements, welche von Trocknungsrisen durchzogen ist. Eröffnete Luftbläschen und exponierte Glasfüller sind erkennbar. Im linken oberen Bildbereich ist die Bondingschicht, mit der die Probe vor dem Abstrahlen überzogen wurde, noch erhalten. Auf dieser Schicht sind Vertiefungen sichtbar, welche vermutlich durch auftreffende Pulverpartikel verursacht wurden.

Abbildung 17 zeigt eine entsprechende Probe, welche mit Clinpro™ Prophy Powder behandelt wurde. Beim Betrachten der Bondingschicht wird deutlich, dass durch dieses Pulver hier eine feinere Oberflächenstruktur erzeugt wurde als durch Henry Schein Acclean Polishing Powder. Ähnliche Phänomene zeigten sich bei Tetric® Flow und Admira Seal®.



**Abbildung 17**

Randbereich einer Probe aus Ionofil Molar AC/Quick®, die mit Clinpro™ Prophy Powder behandelt wurde. Hier ist im rechten oberen Bildabschnitt die Oberfläche des Glasionomerzements sichtbar. In diesem Bereich zeigen sich Trocknungsrisse, eröffnete Luftbläschen und exponierte Füllkörper. Die Oberfläche der verbliebenen Bondingschicht im linken unteren Bildbereich lässt nur geringfügige Vertiefungen erahnen und wirkt eher glatt.

## **7 Diskussion**

### **7.1 Methode und Aufbau der Studie**

Die Wahl der zu untersuchenden Füllungsmaterialien fiel auf zwei Fissurenversiegler (Admira Seal®, Grandio® Seal) und vier Materialien, die häufig zur Restauration von Zahnhalsdefekten verwendet werden, darunter ein Universalkomposit (Tetric EvoCeram®), ein Glasionomermaterial (Ionofil Molar AC/Quick®) und zwei Flowables (Tetric® Flow, Grandio® Flow). Der Zahnhals und der angrenzende Gingivalsaum bilden eine Region erhöhter Plaqueanlagerung. Dieser Bereich rückt daher verstärkt in den Fokus von Prophylaxemaßnahmen wie der Pulverstrahlbehandlung. Zudem sind Oberflächenveränderungen wie Rauigkeiten oder durch Materialverlust entstehende Konkavitäten an Restaurationen in dieser Region besonders problematisch, da hierdurch die Plaqueretention zusätzlich begünstigt wird [9, 58].

Wichtige Einflussgrößen auf das Ausmaß von Defekten, die durch eine Pulverstrahlbehandlung auf Füllungsmaterialien entstehen, sind der Arbeitsabstand, die Expositionsdauer, sowie die Geräteeinstellungen bezüglich des Luftdrucks und der Flussraten von Pulver und Wasser. Ebenso spielen der Arbeitswinkel, der Ausgangszustand der Materialoberfläche und schließlich die Zusammensetzung und Partikelgröße des verwendeten Pulvers eine entscheidende Rolle [23, 27, 33, 49, 50].

Ziel des vorliegenden Versuchsaufbaus war es, die Einflussgrößen so weit zu reduzieren, dass das Ergebnis der Untersuchungen ausschließlich von den verwendeten Materialien bzw. Pulvern abhing. Zu diesem Zweck wurde während der gesamten Untersuchungen das selbe Pulverstrahlgerät verwendet. Dieses war fest montiert, so dass die Austrittsdüse stets den den gleichen Abstand zur Probenoberfläche hatte und senkrecht zu dieser stand. Die Strahldauer wurde mit einer Stoppuhr kontrolliert. Die Pulveraustrittsrate wurde konstant gehalten, indem am Gerät stets die gleiche Pulvereinstellung gewählt und die Pulverkammer in festen Intervallen auf die Markierung bei drei Viertel des Fassungsvermögens aufgefüllt wurde. Es wurde versucht, bei allen Proben

eine möglichst glatte Oberfläche des jeweiligen Füllungsmaterials zu erzielen, um einen vergleichbaren Ausgangszustand zu gewährleisten.

Durch den beschriebenen Versuchsaufbau konnte des weiteren gewährleistet werden, dass die auf den Proben entstandenen Defekte deutlich begrenzt und somit profilometrisch erfassbar waren. Die profilometrische Abtastung ist bei flachen Materialproben eine geeignete Methode zur Quantifizierung von Abnutzungserscheinungen [28]. Bezüglich der Profilometrie mit dem Perthometer ist zu beachten, dass die Werte für den Volumenverlust eher zu hoch und die Werte für die maximale Tiefe eher zu gering ausfallen [28, 46]. Die Vergleichbarkeit der Werte untereinander bleibt jedoch erhalten. Bei der Herstellung von Probenrepliken sind Epoxidharze als Modellmaterialien am besten geeignet, zur Abformung der Originalproben ist die Doppelmischtechnik mit einem additionsvernetzenden Silikon ein adäquates Verfahren [45].

## **7.2 Besprechung der Ergebnisse**

Als Ergebnis des Verschleißes durch die Behandlung mit dem Pulverstrahlgerät müssen zwei verschiedene Folgen differenziert betrachtet werden. Einerseits der Verlust an Material, der quantitativ durch die profilometrischen Messungen bestimmt wurde, andererseits die Aufrauung der Oberfläche der Materialien, die in den elektronenmikroskopischen Aufnahmen teilweise qualitativ beurteilbar wird. Es ist möglich, dass die Oberfläche eines Materials nach dem Abstrahlen mit den Pulvern zwar deutlich aufgeraut ist, der Materialverlust aber vergleichsweise gering ausfällt. Ebenso kann ein Material auch nach der Pulverstrahlbehandlung eine relativ glatte Oberfläche aufweisen, obwohl eine große Menge Material verloren gegangen ist. Sowohl ein hoher Substanzverlust als auch Oberflächenveränderungen und durch sie herbeigeführte Verfärbungen [29], Gingivairritationen [9] oder Sekundärkaries [29] können zum Misserfolg einer Füllung führen und somit im ungünstigsten Fall ihren Austausch nötig machen.

Der Verschleiß von Füllungsmaterialien wird üblicherweise während des Kauens von Nahrung oder unter Antagonistenkontakt untersucht. Der bei der Pulverstrahlbehandlung auftretende abrasive Prozess scheint jedoch nicht mit den üblichen intraoralen Verschleißmechanismen vergleichbar zu sein. Bei Verschleiß unter okklusalem Kontakt oder kontaktfreiem Verschleiß verbessert ein hoher Füllkörpergehalt den Verschleißwiderstand [13]. Der im Rahmen einer Pulverstrahlbehandlung auftretende Verschleiß scheint jedoch anderer Natur zu sein, was durch die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung bestätigt wird.

Die Volumenverluste und die Defekttiefen des Fissurenversieglers Admira Seal® waren nicht nur geringer als die des untersuchten Glasionomerzements, sondern auch nur wenig höher als die des getesteten Universalkomposits, obwohl Admira Seal® einen deutlich geringeren Füllkörpergehalt als dieses besitzt. Dies steht in Einklang mit den Untersuchungsergebnissen von Huennekens [31], die zeigen, dass Fissurenversiegler im Vergleich zu Füllungskompositen durch eine Pulverstrahlbehandlung relativ geringe Oberflächenabrasionen aufweisen. Dies wird damit erklärt, dass Fissurenversiegler aufgrund ihres niedrigeren Elastizitätsmoduls und ihrer höheren Duktilität mehr Energie absorbieren, bevor es zu Frakturen kommt. Eine weitere mögliche Erklärung für die relativ geringen Substanzverluste von Admira Seal® könnte in der Ormocer-Matrix dieses Materials sein begründet liegen, welche besonders resistent zu sein scheint. Dies würde den Ergebnissen von Yap [65] entsprechen, die Ormoceren im Vergleich zu Kompositen gleiche oder bessere Verschleißseigenschaften zuschreiben. Die Defektoberfläche der Admira Seal®-Proben erscheint vergleichsweise fein strukturiert (Abbildung 11), was sich durch die kleinen Füllkörper erklären lässt [17].

Der Glasionomerzement Ionofil Molar® zeigte sowohl hinsichtlich der maximalen Defekttiefe als auch des Volumenverlustes höhere Werte als Tetric EvoCeram®. Dies ist wenig überraschend, wenn man bedenkt, dass die schlechten mechanischen Eigenschaften der Glasionomerzemente hinreichend bekannt sind [30, 36, 64]. Wie im elektronenmikroskopischen Bild sichtbar,

werden auch bei Ionofil Molar® Füllkörper exponiert, was in einer verstärkten Oberflächenrauigkeit resultiert (*Abbildung 16* und *17*). Dies stimmt mit den Ergebnissen früherer Untersuchungen bezüglich Glasionomernzementen überein [11, 15, 64].

Überraschend ist jedoch das schlechte Abschneiden der beiden Flowables und Grandio® Seal, welches, zumindest aufgrund seiner Füllkörperstruktur, am ehesten auch den Flowables zugerechnet werden kann. Es ist bekannt, dass Flowables im Vergleich zu Universalkompositen einen höheren Verschleiß aufweisen [13]. In der vorliegenden Untersuchung liegen die Flowables und Grandio® Seal jedoch bezüglich der Defekttiefen und -volumina in der Rangliste sogar noch hinter dem Glasionomernzement Ionofil Molar®.

Möglicherweise besteht bei den Flowables und Grandio® Seal ein Zusammenhang zwischen der Größe der Füllkörper und dem Verschleiß. Die Mittelwerte der Füllkörpergrößen liegen zwar nahe beisammen (*Tabelle 2*), die Größenschwankungen innerhalb der einzelnen Materialien scheinen jedoch deutliche Unterschiede aufzuweisen. Dies wird an den elektronenmikroskopischen Aufnahmen erkennbar. Grandio® Flow zeigt hier zumindest vereinzelt deutlich größere Füllkörper als Grandio® Seal oder gar Tetric® Flow, dessen Oberfläche am homogensten erscheint. Dies korreliert direkt mit der Rangfolge der drei Materialien in Bezug auf maximale Defekttiefe und Volumenverlust.

Diese Beobachtung deutet insgesamt darauf hin, dass nicht die mittlere Füllkörpergröße, sondern vielmehr die jeweils größten Füllkörper das Verschleißverhalten im Rahmen einer Pulverstrahlbehandlung entscheidend beeinflussen. Eine mögliche Erklärung für dieses Phänomen könnte die im Verhältnis zu ihrer Masse kleine Oberfläche der größeren Füllkörper sein. Da hier im Vergleich zu kleineren Füllkörpern eine in Relation geringere Kontaktfläche zur umgebenden Matrix besteht, könnte die Stärke der Verankerung dadurch geringer sein [60]. Auch eine unzureichende Silanisierung der einzelnen Füllkörper ist als Ursache denkbar [8, 39]. Alle drei Materialien

wurden außerdem, analog zum Vorgehen bei der zahnärztlichen Behandlung, aus Kanülenspritzen appliziert, aus denen das Material nicht immer homogen austrat. Dies könnte zur Bildung von Luftblasen innerhalb des Materials geführt oder eine partiell minderwertige Struktur des ausgehärteten Materials bedingt haben.

Auch Tetric EvoCeram® enthält sehr große Füllkörper, allerdings handelt es sich in diesem Fall im Gegensatz zu Tetric® Flow und Grandio® Flow um Präpolymerisate. In diesem Fall scheint der Schutz vor Abrasion, den die großen Präpolymerisate dem übrigen Material bieten [54] entscheidend zu sein. Der oben beschriebene Effekt, dass größere Füllkörper durch ihre schlechtere Verankerung zu mehr Substanzverlust führen, tritt hier scheinbar in den Hintergrund, so dass insgesamt ein weniger abrasives Verhalten als bei den Flowables resultiert. In Übereinstimmung mit Ergebnissen bezüglich inhomogener Mikrofüller [17, 23] erscheint die Oberfläche der Proben aus Tetric EvoCeram® allerdings sehr unregelmäßig und zerklüftet (*Abbildung 12*), was sich durch die erheblichen Größenunterschiede der in diesem Material enthaltenen Füllkörper gut erklären lässt.

Die Partikelgröße und Zusammensetzung eines Pulvers beeinflussen dessen Abrasivität [23, 38]. Aufgrund der Struktur von Clinpro™ Prophy Powder ist es daher wenig verwunderlich, dass dieses verglichen mit den beiden Natriumbikarbonatpulvern die geringsten Defekttiefen und -volumina auf den Materialproben verursacht. Dies stimmt mit den Ergebnissen von Petersilka [48] überein. In Gruppe CP war auffällig, dass die Rangfolge der Materialien bezüglich der Defektvolumina von derjenigen in den anderen beiden Pulvergruppen abwich (*Abbildungen 7 und 8*). Die Ursache hierfür könnte in der andersartigen Struktur von Clinpro™ Prophy Powder liegen, welche im Vergleich zu den beiden Natriumbikarbonatpulvern möglicherweise zu einer anderen Interaktion mit den Füllungsmaterialien führt. Die Aminosäure Glycin, welche Grundbestandteil von Clinpro™ Prophy Powder ist, besitzt mit  $1,59 \text{ g/cm}^3$  [20] eine geringere Dichte als Natriumbikarbonat, welches eine Dichte von  $2,22 \text{ g/cm}^3$  [20] aufweist. Zusätzlich ist, wie in den

elektronenmikroskopischen Aufnahmen der Pulver sichtbar wird, die Korngröße von Clinpro™ Prophy Powder erheblich kleiner als die der beiden anderen Pulver. Diese geringere Korngröße könnte zusammen mit der kleineren Dichte die geringere Abrasivität von Clinpro™ Prophy Powder erklären. Während der Pulverstrahlbehandlung werden die Pulverkörner beschleunigt und treffen anschließend auf der Zahn- oder Füllungsoberfläche auf. Hierbei entlädt sich bei kleineren Partikeln geringerer Dichte auch eine geringere Menge an kinetischer Energie.

### **7.3 Schlussfolgerungen**

Die Behandlung mit einem Pulverstrahlgerät kann erhebliche Substanzverluste bei Kompositfüllungen, Füllungen aus Glasionomerkement und Fissurenversiegelungen verursachen. Durch die Freilegung von Füllkörpern wird außerdem eine raue Oberfläche auf den Materialien erzeugt. Daraus kann allerdings nicht geschlossen werden, dass die Verwendung von Polierpasten oder Bimsmehlbrei mit Kelchen oder Bürstchen tatsächlich substanzschonender ist. Auch Polierpasten können eine Aufrauung der Oberfläche von Kompositen und Glasionomerkementen verursachen und sollen daher mit Vorsicht auf diesen Materialien angewandt werden [44, 61, 64, 66].

Das Ausmaß der Oberflächenbeschädigung durch eine Pulverstrahlbehandlung ist sowohl abhängig vom verwendeten Prophylaxepulver als auch vom behandelten Füllungsmaterial. Das glycinbasierte Clinpro™ Prophy Powder verursachte in dieser Untersuchung die geringsten Substanzverluste bei allen getesteten Materialien. Grandio® Flow erwies sich als das am wenigsten widerstandsfähige Füllungsmaterial gegenüber der Behandlung mit Prophylaxepulvern. Die kleinsten Defekttiefen und Defektvolumina fanden sich bei dem Universalkomposit Tetric EvoCeram®. Der Fissurenversiegler Admira Seal® zeigte einen überraschend geringen Verschleiß durch die Pulverbestrahlung, weswegen er in dieser Hinsicht für Fissurenversiegelungen bei Patienten, die sich einem intensiven Prophylaxeprogramm unterziehen, beispielsweise Jugendliche mit Multibandapparaturen, gut geeignet erscheint.

Aufgrund dieser Ergebnisse sollte bei Patienten, bei denen häufiger eine Pulverstrahlbehandlung vorgenommen wird, davon Abstand genommen werden, cervicale Defekte oder minimalinvasive Kavitäten mit einem Flowable zu versorgen. Stattdessen empfiehlt es sich, ein Universalkomposit zu verwenden.

In der klinischen Praxis stellt sich in Bezug auf die Pulverstrahlbehandlung am ehesten die Frage, welches Pulver Verwendung finden sollte. Zur Zahnreinigung sollte dem glycinbasierten Prophylaxepulver wegen seiner geringen Abrasivität der Vorzug gegeben werden. Auch für Parodontalbehandlungen scheint Clinpro™ Prophy Powder eine geeignete Alternative zu sein [51, 52], vor allem wenn man bedenkt, dass die üblicherweise hierfür verwendeten Küretten und Scaler auf Kompositen starke Oberflächenveränderungen hervorrufen [9] und außerdem weniger effizient in der Entfernung subgingivaler Plaque sind [51, 52].

Wie bereits in vielen früheren Untersuchungen empfohlen [11, 15, 29, 32, 40, 64, 66] bietet es sich des weiteren an, Füllungen bei der Pulverstrahlbehandlung so weit wie möglich auszusparen und diese nach der Behandlung erneut auf Hochglanz zu polieren. Zur Wiederherstellung einer glatten Oberfläche auf Füllungsmaterialien werden zum einen spezielle Oberflächenversiegler [21] empfohlen, zum anderen bietet sich hierzu die Verwendung eines Gummikelchs in Verbindung mit Prophylaxegel an [64, 66].

## 8 Literaturverzeichnis

1. ADA Division of Science, A.D.A.C.o.S.A. (2003)  
*Resin-based composites*  
Journal of the American Dental Association, 134, 510-512
2. Agger MS, Hörsted-Bindslev P, Hovgaard O (2001)  
*Abrasiveness of an air-powder polishing system on root surfaces in vitro*  
Quintessence International, 32, 407-411
3. Asmussen E, Peutzfeld A (1998)  
*Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites*  
Dental Materials, 14, 51-56
4. Atkinson DR, Cobb CM, Killoy WJ (1984)  
*The effect of an air-powder abrasive system on in vitro root surfaces*  
Journal of Periodontology, 55, 13-18
5. Barnes CM, Hayes EF, Leinfelder KF (1987)  
*Effects of an airabrasive polishing system on restored surfaces*  
General Dentistry, 35, 186-189
6. Bauer CM, Kunzelmann KH, Hickel R (1995)  
*Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen und Ormoceren*  
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 50, 635-638
7. Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO (1992)  
*Protection hypothesis for composite wear*  
Dental Materials, 8, 305-309
8. Beatty MW, Swartz ML, Moore BK, Phillips RW, Roberts TA (1998)  
*Effect of microfiller fraction and silane treatment on resin composite properties*  
Journal of Biomedical Materials Research, 40, 12-23
9. Bjornson EJ, Collins DE, Engler WO (1990)  
*Surface alteration of composite resins after curette, ultrasonic, and sonic instrumentation: an in vitro study*  
Quintessence International, 21, 381-389

10. Boyde A (1984)  
*Airpolishing effects on enamel, dentine, cement and bone*  
British Dental Journal, 156, 287-29
11. Carr MP, Mitchell JC, Seghi RR, Vermilyea SG (2002)  
*The effect of air polishing on contemporary esthetic restorative materials*  
General Dentistry, 50, 238-241
12. Cha H, Lee Y, Lim B, Rhee S, Yang H (2004)  
*Evaluation of wear resistance of dental resin composites with a 3D profilometer*  
Journal of Biomedical Materials Research, Part B: Applied Biomaterials, 71, 414-420
13. Clelland NL, Pagnotto MP, Kerby RE, Seghi RR (2005)  
*Relative wear of flowable and highly filled composite*  
Journal of Prosthetic Dentistry, 93, 153-157
14. Cooley RL, Brown FH, Lubow RM (1990)  
*Evaluation of air-powder abrasive prophylaxis units*  
General Dentistry, 38, 24-27
15. Cooley RL, Brown FH, Stoffers KW (1988)  
*Effect of air-powder abrasive spray on glass ionomers*  
American Journal of Dentistry, 1, 209-213
16. Cooley RL, Lubow RM, Brown FH (1988)  
*Effect of air-powder abrasive instrument on porcelain*  
Journal of Prosthetic Dentistry, 60, 440-443
17. Cooley RL, Lubow RM, Patrissi GA (1986)  
*The effect of an air-powder abrasive instrument on composite resin*  
Journal of the American Dental Association, 112, 362-364
18. de Boever JA, Vande Velde F (1985)  
*Pulverstrahlgeräte zur Belagsentfernung*  
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 40, 725-729
19. de Gee AJ, Pallav P, Davidson CL (1986)  
*Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro*  
Journal of Dental Research, 65, 654-658

20. Deutsche gesetzliche Unfallversicherung. GESTIS-Stoffdatenbank.  
*www.dguv.de/bgia/en/gestis/stoffdb/index.jsp*  
Aufgerufen am 08.12.2009
21. dos Santos PH, Consani S, Sobrinho LC, Sinhoreti MAC (2003)  
*Effect of surface penetrating sealant on roughness of posterior coposite resins*  
American Journal of Dentistry, 16, 197-201
22. Eichner K, Kappert HF  
*Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, 8. Auflage*  
Thieme Verlag Stuttgart 2005, 432 Seiten
23. Eliades GC, Tzoutzas JG, Vougiouklakis GJ (1991)  
*Surface alterations on dental restorative materials subjected to an air-powder abrasive instrument*  
Journal of Prosthetic Dentistry, 65, 27-33
24. Gerbo LR, Barnes CM, Leinfelder KF (1993)  
*Applications of the air-powder polisher in clinical orthodontics*  
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 103, 71-73
25. Gerbo LR, Lacefield WR, Barnes CM, Russell, CM (1993)  
*Enamel roughness after air-powder polishing*  
American Journal of Dentistry, 6, 96-98
26. Göhring TN, Besek MJ, Schmidlin PR (2002)  
*Attritional wear and abrasive surface alterations of composite resin materials in vitro*  
Journal of Dentistry, 30, 119-127
27. Gutmann MS, Marker VA, Gutmann JL (1993)  
*Restoration surface roughness after air-powder polishing*  
American Journal of Dentistry, 6, 99-102
28. 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*  
Dental Materials, 22, 1051-1062

29. Heintze SD, Forjanic M (2005)  
*Surface roughness of different dental materials before and after simulated toothbrushing in vitro*  
Operative Dentistry, 30, 617-626
30. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K (1998)  
*New direct restorative materials*  
International Dental Journal, 48, 3-16
31. Huennekens SC, Daniel SJ, Bayne SC (1991)  
*Effects of air polishing on the abrasion of occlusal sealants*  
Quintessence International, 22, 581-585
32. Hügelmeyer T (1989)  
*Oberflächenveränderung von Wurzelzement, Amalgam und Kunststoff nach Behandlung mit verschiedenen Reinigungsinstrumenten*  
Quintessenz, 4/1989, 683-693
33. Jost-Brinkmann PG (1998)  
*The influence of air polishers on tooth enamel. An in-vitro study.*  
Journal of Orofacial Orthopedics, 59, 1-16
34. Kawai K, Iwami Y, Ebisu S (1998)  
*Effect of resin monomer composition on toothbrush wear resistance*  
Journal of Oral Rehabilitation, 25, 264-268
35. Kontturi-Nähri V, Markkanen S, Markkanen H (1990)  
*Effects of airpolishing on dental plaque removal and hard tissues as evaluated by scanning electron microscopy*  
Journal of Periodontology, 61, 334-338
36. Kunzelmann KH, Bürkle V, Bauer C (2003)  
*Two-body and three-body wear of glass ionomer cements*  
International Journal of Paediatric Dentistry, 13, 434-440
37. Leckel M, Lenz P, Gilde H (1989)  
*Vergleich zweier Pulverstrahlssysteme zur Zahnreinigung*  
ZWR, 6, 518-521
38. Lehne RK, Winston AE (1983)  
*Abrasivity of sodium bicarbonate*  
Clinical Preventive Dentistry, 5, 17-18

39. Lim BS, Ferracane JL, Condon JR, Adey JD (2002)  
*Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites*  
Dental Materials, 18, 1-11
40. Lubow RM, Cooley RL (1986)  
*Effect of air-powder abrasive instrument on restorative materials*  
Journal of Prosthetic Dentistry, 55, 462-465
41. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH (1996)  
*Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop.*  
Journal of Dentistry, 24, 141-148
42. Musanje L, Ferracane JL, Ferracane LL (2006)  
*Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on in vitro wear of experimental hybrid resin composite*  
Journal of Biomedical Materials Research, Part B: Applied Biomaterials 77, 120-125
43. Neidhard A (2003)  
*Wer die Wahl hat – neue Prophylaxepulver für Pulverstrahlgeräte*  
Dentalhygiene Journal, 2/2003, 26-28
44. Neme AL, Frazier KB, Roeder LB, Debner TL (2002)  
*Effect of prophylactic polishing protocols on the surface roughness of esthetic restorative materials*  
Operative Dentistry, 27, 50-58
45. Pelka M, Krämer NKK (1993)  
*Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie*  
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 48, 488-491
46. Pelka M, Krämer NKK (1995)  
*Messfehler bei der 3D-Erfassung von Oberflächen durch mechanische Profilometrie*  
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 50, 725-728

47. Pelka M  
*Verschleiß zahnärztlicher Füllungsmaterialien im antagonistischen Kontakt*  
Logos Verlag Berlin 1998, 88 Seiten
48. Petersilka GJ, Bell M, Häberlein I, Mehl A, Hickel R, Flemmig TF (2003)  
*In vitro evaluation of novel low abrasive air polishing powders*  
Journal of Clinical Periodontology, 30, 9-13
49. Petersilka GJ, Bell M, Mehl A, Hickel R, Flemmig TF (2003)  
*Root defects following air polishing*  
Journal of Clinical Periodontology, 30, 165-170
50. Petersilka GJ, Schenck U, Flemmig TF (2002)  
*Powder emission rates of four air polishing devices*  
Journal of Clinical Periodontology, 29, 694-698
51. Petersilka GJ, Steinmann D, Häberlein I, Heinecke A, Flemmig TF (2003)  
*Subgingival plaque removal in buccal and lingual sites using a novel low abrasive air-polishing powder*  
Journal of Clinical Periodontology, 30, 328-333
52. Petersilka GJ, Tunkel J, Barakos K, Heinecke A, Häberlein I, Flemmig TF (2003)  
*Subgingival plaque removal at interdental sites using a low-abrasive air polishing powder*  
Journal of Periodontology, 74, 307-311
53. Ramaglia L, Sbordone L, Ciaglia RN, Barone A, Martina R (1999)  
*A clinical comparison of the efficacy and efficiency of two professional prophylaxis procedures in orthodontic patients*  
European Journal of Orthodontics, 21, 423-428
54. Reel DC, Abrams H, Gardner SL, Mitchell RJ (1989)  
*Effect of a hydraulic jet prophylaxis system on composites*  
Journal of Prosthetic Dentistry, 61, 441-445
55. Roulet JF (1997)  
*Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam*  
Journal of Dentistry, 25, 459-473

56. Ruyter IE, Oysaed H (1987)  
*Composites for use in posterior teeth: composition and conversion*  
Journal of Biomedical Materials Research, 21, 11-23
57. Seynhaeve T, Vande Velde F, de Boever J (1986)  
*Evaluation au microscope électronique à balayage de l'utilisation de l'Air-Flow*  
Revue Belge de médecine dentaire, 41, 15-18
58. Shintani H, Satou N, Hayashihara H, Inoue T (1985)  
*Effects of various finishing methods on staining and accumulation of Streptococcus mutans HS-6 on composite resins*  
Dental Materials, 1, 225-227
59. Turssi CP, Purquerio BDM, Serra MC (2003)  
*Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods – a review*  
Journal of Biomedical Materials Research, Part B: Applied Biomaterials, 65, 280-285
60. Venhoven BA, de Gee AJ, Werner A, Davidson CL (1996)  
*Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites*  
Biomaterials, 17, 735-740
61. Warren DP, Colescott TD, Henson HA, Powers JM (2002)  
*Effects of four prophylaxis pastes on surface roughness of a composite, a hybrid ionomer, and a compomer restorative material*  
Journal of Esthetic Restorative Dentistry, 14, 245-251
62. Weeks LM, Lescher NB, Barnes CM, Holroyd SV (1984)  
*Clinical evaluation of the Prophy-Jet as an instrument for routine removal of tooth stain and plaque*  
Journal of Periodontology, 55, 486-488
63. 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, 8, 310-319

64. Wu SS, Yap AUJ, Chelvan S, Tan ESF (2005)  
*Effect of prophylaxis regimens on surface roughness of glass ionomer cements*  
Operative Dentistry, 30, 180-184
65. Yap AUJ, Tan CH, Chung SM (2004)  
*Wear behaviour of new composite restoratives*  
Operative Dentistry, 29, 269-274
66. Yap AUJ, Wu SS, Chelvan S, Tan ESF (2005)  
*Effect of hygiene maintenance procedures on surface roughness of composite restoratives*  
Operative Dentistry, 30, 99-104

## 9 Anhang

### Herstellerverzeichnis

Hersteller	Ort	Land
3M Espe	Seefeld	Deutschland
Akashi Manufacturing Co. Ltd.	Tokyo	Japan
Bal-Tec AG	Balzers	Liechtenstein
Buehler GmbH	Düsseldorf	Deutschland
Dentsply International Inc.	York	USA
EMS SA	Nyon	Schweiz
Feinprüf Perthen GmbH	Göttingen	Deutschland
Henry Schein Dental Depot GmbH	Langen	Deutschland
Ivoclar Vivadent AG	Schaan	Liechtenstein
KaVo Dental GmbH	Biberach	Deutschland
Provac AG	Balzers	Liechtenstein
Scheu-Dental GmbH	Iserlohn	Deutschland
Schütz Dental GmbH	Rosbach	Deutschland
SPSS	Chicago	USA
Voco GmbH	Cuxhaven	Deutschland

## 10 Danksagung

Bei Herrn Prof. Dr. A. Petschelt möchte ich mich dafür bedanken, dass ich diese Arbeit an der Zahnklinik 1 – Zahnerhaltung und Parodontologie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg durchführen durfte.

Besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. M. Pelka für seine stets freundliche und engagierte Betreuung.

Frau Gudrun Amberger danke ich für das Erstellen der elektronenmikroskopischen Aufnahmen und die angenehme Zusammenarbeit am Rasterelektronenmikroskop.

Bei Herrn Herbert Brönner möchte ich mich für viele nützliche Ratschläge während meiner Arbeit im Labor bedanken.

Herrn Rainer Herold sei für das Erstellen der Fotografien herzlich gedankt.

Schließlich geht an dieser Stelle ein riesiges Dankeschön an meine Mutter und meinen Stiefvater Klaus Bongartz für die wunderbare Unterstützung, die ich während meines gesamten Studiums und auch darüber hinaus erfahren durfte.

## 11 Lebenslauf

### Persönliche Daten:

**Name:** Katharina Maria Altmaier  
**Geburtsdatum:** 08.10.1983  
**Geburtsort:** Siegburg  
**Familienstand:** ledig  
**Eltern:** Felicitas Brachthäuser, Systemprogrammiererin  
 Thomas Altmaier, Koch

### Schulbildung:

**August 1989-Februar 1991** Grundschule Asselbachstraße,  
Troisdorf-Spich  
**Februar 1991-Juli 1993** Grundschule Katzwang,  
Nürnberg  
**September 1993-November 1993** Wolfram-von-Eschenbach-Gymnasium,  
Schwabach  
**November 1993-Juni 2002** Friedrich-Alexander-Gymnasium,  
Neustadt a. d. Aisch  
**Juni 2002** Abitur

### Studium:

**Oktober 2002** Aufnahme des Studiums der Zahnmedizin an der  
Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg  
**Juli 2003** Naturwissenschaftliche Vorprüfung  
**März 2005** Zahnärztliche Vorprüfung  
**Dezember 2007** Zahnärztliche Prüfung und Approbation

### Beruf:

**Februar 2008-April 2008** Famulatur an der  
Clínica Misional Nuestra Señora de Guadalupe in  
Zamora, Ecuador  
**Seit Mai 2008** Vorbereitungsassistentin in der  
Praxis Dr. Dr. Uwe Greese, Burgpreppach