

# Die In-vitro-Auswirkungen konventioneller und experimenteller Pulverstrahlapplikationen auf Komposit-, Dentin- und Schmelzoberflächen

---

**JOHANNES TOCHA**

INAUGURALDISSERTATION zur Erlangung des Grades eines **Doktors der Zahnmedizin**  
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

**Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.**

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung des Autors oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2013

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Author or the Publishers.

1<sup>st</sup> Edition 2013

© 2013 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen

Printed in Germany



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

STAUFENBERGRING 15, D-35396 GIESSEN  
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890  
email: [redaktion@doktorverlag.de](mailto:redaktion@doktorverlag.de)

**[www.doktorverlag.de](http://www.doktorverlag.de)**

**Die In-vitro-Auswirkungen konventioneller  
und experimenteller Pulverstrahlapplikationen  
auf Komposit-, Dentin- und Schmelzoberflächen**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin  
des Fachbereichs Medizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

Johannes Tocha  
aus Villingen-Schwenningen

Gießen 2013

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
Poliklinik für Zahnerhaltungskunde und Präventive Zahnheilkunde  
der Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH, Standort Gießen

Direktor: Prof. Dr. J. Klimek

Betreuer: Prof. Dr. M. Jung  
Gutachter: Prof. Dr. M. Rickert

Tag der Disputation: 11. November 2013



|          |                                                 |           |
|----------|-------------------------------------------------|-----------|
| <b>1</b> | <b>Einleitung und Ziel der Untersuchung</b>     | <b>1</b>  |
| <b>2</b> | <b>Literaturübersicht</b>                       | <b>3</b>  |
| 2.1      | Pulver-Wasser-Strahlgeräte in der Zahnheilkunde | 3         |
| 2.1.1    | Historische Entwicklung                         | 3         |
| 2.1.2    | Status quo und Funktionsprinzipien              | 4         |
| 2.1.3    | Geräteparameter und Anwendungsempfehlungen      | 5         |
| 2.1.4    | Pulvertypen und Pulvercharakteristika           | 6         |
| 2.1.5    | Sicherheitshinweise                             | 10        |
| 2.1.6    | Auswirkungen auf orale Weichgewebe              | 11        |
| 2.1.7    | Entfernung von Biofilm und Verfärbungen         | 12        |
| 2.1.8    | Auswirkungen auf Zahnhartsubstanzen             | 14        |
| 2.1.9    | Auswirkungen auf Restaurationsmaterialien       | 18        |
| 2.1.10   | Auswirkungen auf Implantatoberflächen           | 23        |
| 2.1.11   | Oberflächen- und Kavitätenkonditionierung       | 25        |
| 2.1.12   | Einsatzbereiche in der Kieferorthopädie         | 27        |
| 2.2      | Oberflächenevaluierung                          | 29        |
| 2.2.1    | Quantitative Methoden                           | 29        |
| 2.2.2    | Qualitative Methoden                            | 33        |
| <b>3</b> | <b>Material und Methoden</b>                    | <b>35</b> |
| 3.1      | Verwendetes Komposit                            | 35        |
| 3.2      | Prüfkörperherstellung                           | 35        |
| 3.2.1    | Komposit                                        | 35        |
| 3.2.2    | Schmelz                                         | 36        |
| 3.2.3    | Dentin                                          | 37        |
| 3.3      | Pulverstrahlapplikation                         | 38        |
| 3.4      | Quantitative Oberflächenevaluierung             | 40        |
| 3.4.1    | Messsystem und Einstellungen                    | 40        |
| 3.4.2    | Messung des Volumenverlusts                     | 41        |
| 3.4.3    | Messung der maximalen Defekttiefe               | 43        |
| 3.4.4    | Messung der Oberflächenrauheit                  | 44        |
| 3.4.5    | Austrocknung des Dentins                        | 47        |

|          |                                                             |            |
|----------|-------------------------------------------------------------|------------|
| 3.5      | Qualitative Oberflächenevaluierung                          | 48         |
| 3.5.1    | Auswahl der Prüfkörper                                      | 48         |
| 3.5.2    | Vorbereitung der Prüfkörper                                 | 48         |
| 3.5.3    | Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung                 | 49         |
| 3.5.4    | Auswertung                                                  | 50         |
| 3.6      | Statistik                                                   | 51         |
| <b>4</b> | <b>Resultate</b>                                            | <b>52</b>  |
| 4.1      | Quantitative Oberflächenevaluierung                         | 52         |
| 4.1.1    | Volumenverlust und maximale Defekttiefe Komposit und Dentin | 52         |
| 4.1.2    | Oberflächenrauheit Komposit und Dentin                      | 55         |
| 4.1.3    | Oberflächenrauheit Schmelz                                  | 61         |
| 4.1.4    | Referenzoberflächenrauheit                                  | 65         |
| 4.2      | Qualitative Oberflächenevaluierung                          | 66         |
| 4.2.1    | Beurteilung der Kompositoberflächen                         | 66         |
| 4.2.2    | Beurteilung der Dentinoberflächen                           | 70         |
| 4.2.3    | Beurteilung der Schmelzoberflächen                          | 74         |
| 4.2.4    | Beurteilung der Air-Flow-Pulver                             | 78         |
| <b>5</b> | <b>Diskussion</b>                                           | <b>82</b>  |
| 5.1      | Diskussion der Methodik                                     | 82         |
| 5.1.1    | Studiendesign                                               | 82         |
| 5.1.2    | Untersuchte Substrate und Pulverstrahlapplikationen         | 82         |
| 5.1.3    | Experimenteller Versuchsaufbau                              | 86         |
| 5.1.4    | Quantitative Oberflächenevaluierung                         | 88         |
| 5.1.5    | Qualitative Oberflächenevaluierung                          | 91         |
| 5.2      | Diskussion der Resultate und Literaturvergleich             | 92         |
| 5.2.1    | Volumenverlust und maximale Defekttiefe Komposit und Dentin | 92         |
| 5.2.2    | Oberflächenrauheit Komposit und Dentin                      | 97         |
| 5.2.3    | Oberflächenrauheit Schmelz                                  | 100        |
| 5.3      | Klinische Relevanz und Schlussfolgerungen                   | 103        |
| <b>6</b> | <b>Zusammenfassung</b>                                      | <b>107</b> |

|           |                                 |            |
|-----------|---------------------------------|------------|
| <b>7</b>  | <b>Summary</b>                  | <b>110</b> |
| <b>8</b>  | <b>Literaturverzeichnis</b>     | <b>113</b> |
| <b>9</b>  | <b>Anhang</b>                   | <b>121</b> |
| <b>10</b> | <b>Ehrenwörtliche Erklärung</b> | <b>128</b> |
| <b>11</b> | <b>Danksagung</b>               | <b>129</b> |



# 1 Einleitung und Ziel der Untersuchung

Für den Erhalt der parodontalen Gesundheit ist es von grundlegender Wichtigkeit, dem Zahn anhaftende mikrobielle Beläge regelmäßig und gründlich zu entfernen [Westfelt 1996]. Supragingivale Auflagerungen und extrinsische Verfärbungen lassen sich dabei mit Hilfe eines Pulver-Wasser-Strahlgeräts (PWS) mindestens ebenso effektiv und zeit-sparender entfernen wie mit konventionellen Reinigungsmethoden [Weeks et al. 1984]. Dank spezieller niedrigabrasiver Air-Flow-Pulver kann die Pulverstrahlbehandlung ebenfalls für die Beseitigung von subgingivalem Biofilm genutzt werden. Auch in diesem Falle handelt es sich um eine effiziente und effektive sowie für den Patienten angenehmere Alternative zu herkömmlichen Verfahren wie der Anwendung von Ultraschallscalern [Wennstrom et al. 2011].

Aktuelle Pulver-Wasser-Strahlgeräte bedienen sich eines Funktionsprinzips, welches in abgewandelter Form bereits in den 1940er Jahren für den dentalen Einsatz entwickelt wurde. Im Rahmen der kinetischen Kavitätenpräparation wurden damals meist per CO<sub>2</sub>-Gas beschleunigte Aluminiumoxidpartikel dazu genutzt, die Zahnhartsubstanzen gezielt abzutragen [Black 1945]. Bei den Ende der 1970er Jahre eingeführten PWS wurden zwar ebenfalls Abrasivpartikel auf dentale Oberflächen gelenkt, die Pulverkörner waren nun allerdings in einen Strahl aus warmem Wasser eingebettet [Willmann et al. 1980]. Diese Maßnahme führte dazu, dass der abrasive Effekt gegenüber der kinetischen Kavitätenpräparation deutlich geringer ausfiel und sich daher auch der Einsatzbereich der neuen Geräte in Richtung der zahnärztlichen Prophylaxe verschob.

Während der Durchführung einer Pulverstrahlbehandlung sollte den Empfehlungen zur ordnungsgemäßen Handhabung des PWS Folge geleistet werden. Insbesondere die Parameter Bestrahlungszeit und Bestrahlungsabstand haben einen großen Einfluss auf das Ausmaß der Veränderungen auf den instrumentierten Oberflächen [Petersilka et al. 2003b]. Der Luft-Wasser-Pulverstrahl darf weiterhin nur in einem bestimmten Winkel auf die Zähne gerichtet werden, da ansonsten die Gefahr der Entwicklung von Weichgewebstraumata bis hin zu Emphysemen besteht [Liebenberg und Crawford 1997].

Natriumhydrogencarbonat (NaHCO<sub>3</sub>) stellt seit über 30 Jahren das Standardpulver für die supragingivale Zahnreinigung mit Hilfe eines Luft-Wasser-Pulverstrahls dar [Gerbo et al. 1993a]. Schmelzoberflächen erfahren durch dieses Präparat auch bei längerer Anwendungsdauer nur kleinere Veränderungen, während dentale Restaurationen schon

nach kurzer Zeit je nach Werkstoff erodiert, mattiert und aufgeraut werden können [de Boever und Vande Velde 1985; Eliades et al. 1991]. Komposite, Kompomere sowie Restaurations- und Befestigungszemente sollten daher generell nicht mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver instrumentiert werden [Barnes 2010]. Ebenfalls verbietet sich die Zuhilfenahme dieses Pulvers bei der Reinigung von exponierten Dentinoberflächen sowie während der subgingivalen Wurzeldepuration, da in beiden Fällen mit beträchtlichen Substanzverlusten gerechnet werden muss. Für diesen Einsatzbereich konnten sich in den letzten zehn Jahren Präparate auf Basis der Aminosäure Glycin durchsetzen, welche eine schonende, zeitsparende und effektive Reinigung speziell von subgingivalen Zahnoberflächen erlauben [Petersilka 2011].

Neben der Einführung des Glycins gab es in den letzten Jahren weitere wichtige Neuvorstellungen im Bereich der Air-Flow-Pulver. Die entsprechenden Produkte wurden dabei meistens mit dem Ziel entwickelt, weniger abrasiv auf dentale Oberflächen und Restaurationswerkstoffe einzuwirken als konventionelle  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver. Das Ziel der vorliegenden experimentellen In-vitro-Untersuchung war es daher, zwei dieser noch im experimentellen Stadium befindlichen Präparate sowie drei auf dem Markt befindliche Pulverstrahlapplikationen hinsichtlich ihrer Abrasivität auf Hybridkomposit-, Dentin- und Schmelzoberflächen vergleichend zu analysieren. Dies erfolgte unter standardisierten und reproduzierbaren Bedingungen quantitativ mit Hilfe eines optisch-chromatischen Messsystems sowie qualitativ durch rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Pulver-Wasser-Strahlgeräte in der Zahnheilkunde

#### 2.1.1 Historische Entwicklung

Der technische Ansatz der aktuellen dentalen Pulver-Wasser-Strahlgeräte reicht bis in die 1940er Jahre zurück. Bereits 1943 fanden Untersuchungen statt, die sich dem Ziel verschrieben, eine nichtmechanische Methode zum schnellen Abtragen von Zahnhartsubstanz zu entwickeln [Black 1945]. So wurde eine neue Präparationstechnik, die kinetische Kavitätenpräparation (engl. KCP oder „Air Abrasion“), erfunden. Die KCP beruht auf dem Prinzip, 5–50 µm große Abrasivpartikel aus Aluminiumoxid oder Dolomit mit hoher Geschwindigkeit zielgerichtet auf die Zahnoberfläche zu lenken. Die zum Schneiden der Hartgewebe notwendige kinetische Energie entsteht hierbei durch die Einbettung der Teilchen in einen fein fokussierten Strahl aus CO<sub>2</sub>-Gas mit einem Luftdruck von 2,0-5,5 bar [Black 1955].

Die KCP stieß in den 1950er-Jahren auf eine hohe Patientenakzeptanz, da sie es ermöglichte, Kavitäten weitestgehend druck-, hitze-, vibrations- und geräuschfrei zu präparieren [Black 1945; Goldberg 1952]. Weiterhin machte diese Präparationstechnik in vielen Fällen die bei konventionellen Methoden notwendige Lokalanästhesie überflüssig [Morrison und Berman 1953]. Die damaligen Standardrestaurationsmaterialien Amalgam und Gold erforderten jedoch eine geometrische Kavitätengestaltung, welche mit alleinigem Einsatz der KCP aufgrund des technischen Aufbaus nicht zu erreichen war. Die Folge davon war, dass eine Vielzahl von Kavitäten weiterhin mit rotierenden oder manuellen Instrumenten abschließend bearbeitet werden mussten [Black 1950]. Da oftmals auch der Pulverausstoß der Geräte unverhältnismäßig hoch war, konnten sich die Abrasivstrahler gegen die Ende der 1950er Jahre aufgekommenen Hochgeschwindigkeitswinkelstücke und Turbinen nicht durchsetzen [Epstein 1951; Goldstein und Parkins 1994].

Im Jahre 1977 wurde das erste dentale PWS auf den amerikanischen Markt gebracht [Gerbo et al. 1993a]. Dieses nahm das Funktionsprinzip der klassischen Abrasivstrahler in abgewandelter Form wieder auf. Anstelle von Aluminiumoxid kamen nun Partikel aus Natriumhydrogencarbonat zum Einsatz, welche mit einem Luftdruck von 50-60 psi

(entsprechend 3,4-4,1 bar) auf die Zahnoberfläche gelenkt wurden [Willmann et al. 1980]. Durch die Wasserlöslichkeit des Abrasivs und die Einbettung der Partikel in einen warmen Wasserstrahl konnte der Hauptnachteil der KCP, der exzessive Pulverausstoß, vermieden werden [Boyde 1984]. Gleichzeitig verlagerte sich der Einsatzbereich weg von der Kavitätenpräparation in Richtung der zahnärztlichen Prophylaxe.

### 2.1.2 Status quo und Funktionsprinzipien

Auf dem Dentalmarkt findet sich eine Vielzahl unterschiedlicher Pulver-Wasser-Strahlgeräte, das Funktionsprinzip aktueller Einheiten gleicht sich jedoch. Die in der Pulverkammer befindlichen Abrasivpartikel werden durch Druckluft aufgewirbelt und zusammen mit Wasser zu einem Handstück transportiert. Aktuelle Stand-alone-Geräte arbeiten dabei mit einem Luftdruck von bis zu 7 bar. Das Handstück für die supragingivale Anwendung mündet in einer Düse mit zwei konzentrischen Öffnungen für den separaten Austritt von Wasser und dem Luft-Pulver-Gemisch. Durch diese räumliche Trennung der beiden Medien wird sichergestellt, dass das durch den äußeren Ring entweichende Wasser die mittig austretenden Pulverpartikel umhüllen und so einen direkten und präzisen Strahl bilden kann [Petersilka 2011]. Dieser durch Druckluft erzeugte Strahl, engl. „air“ und „flow“, begründet auch die alternative Namensgebung der PWS, welche oft vereinfachend als Air-Flow-Geräte bezeichnet werden.

Neben den beschriebenen Handstücken für die supragingivale Bestrahlung ist auch ein Handstück für die rein subgingivale Anwendung auf dem Markt. Dieses ist mit einer Magnethalterung für die Aufnahme einer 0,7 mm dicken Einmaldüse versehen, welche in den gingivalen Sulkus eingeführt wird. Während der Pulverstrahlbehandlung tritt das Luft-Pulver-Gemisch gebündelt durch drei horizontale Öffnungen in der Düse aus und trifft auf die Wurzeloberfläche, das Taschenepithel und tangential auf die parodontale Tasche [Flemmig et al. 2012]. Der Wasserstrahl verlässt die Düse separat durch eine vertikale Öffnung an der Spitze, was für eine sanfte Verwirbelung im subgingivalen Bereich sorgen soll [EMS GmbH 2013].

Aktuelle PWS werden entweder als externe Geräte mit separater Luft- und Wasserversorgung oder als Aufsatz für die in der Behandlungseinheit integrierte Turbinenkupplung angeboten. Letztere Geräte haben den Nachteil, dass die gegenüber den externen Modellen kleinere Pulverkammer öfter nachgefüllt werden muss. Weiterhin ist bei



diesen sogenannten „Handy“-Geräten die Pulverkammer bauartbedingt im Handstück untergebracht. Dieses fällt daher in der Regel eher klobig aus und kann nicht mit der gleichen Taktilität bedient werden wie das der Stand-alone-Geräte [Petersilka 2011].

### 2.1.3 Geräteparameter und Anwendungsempfehlungen

Neben der Wahl des für den entsprechenden Einsatzbereich passenden Pulvers ist es von größter Bedeutung, am PWS die Bestrahlungszeit und den Pulver- und Wasserdurchsatz korrekt einzustellen und intraoral die Düse optimal zur Zahnoberfläche zu positionieren. Die Dauer der Pulverstrahlanwendung hat dabei den größten Einfluss auf die resultierenden Oberflächenveränderungen von Zahnhartsubstanzen, Restaurationsmaterialien, Implantaten und der Gingiva [Chairay et al. 1997; Cooley et al. 1986; de Boever und Vande Velde 1985; Homiak et al. 1992; Leckel et al. 1989; Lubow und Cooley 1986; Newman et al. 1985; Pelka et al. 2010a; Petersilka et al. 2003b; Walmsley et al. 1987]. Die Hersteller der PWS empfehlen Bestrahlungszeiten von 2-5 s pro Zahnfläche für die supra- und subgingivale Anwendung [Dentsply DeTrey GmbH 2004; EMS GmbH 2009].

Wasserdurchsatz und Luftdruck und somit auch Pulverdurchsatz lassen sich bei den meisten PWS stufenlos und getrennt voneinander einstellen. Es wird angeraten, die Pulverstrahlbehandlung mit mittleren Einstellungen zu beginnen und dann je nach Bedarf nachzuregeln. Die Reinigungsleistung und ebenso ein möglicher Substanzabtrag steigen mit der Erhöhung des Luftdrucks an, eine Erhöhung des Wasserdurchsatzes führt zu einem gesteigerten Poliereffekt [Petersilka et al. 2003b; Walmsley et al. 1987].

Bezüglich der Konstanz der Pulveremission gilt es zu beachten, dass diese sowohl vom verwendeten PWS-Fabrikat als auch von der Pulvermenge in der Pulverkammer abhängig ist. So konnte in einer Untersuchung nur bei einem von vier getesteten Pulver-Wasser-Strahlgeräten ein gleich bleibender Pulverausstoß während der ersten fünf Anwendungen nachgewiesen werden. Bei den übrigen drei Geräten nahm der Pulverausstoß mit der Zeit signifikant ab und war vom Füllstand in der Pulverkammer abhängig. Um eine exakte Pulvermengendosierung zu gewährleisten, sollte daher nach jedem Bestrahlungsvorgang die Pulverkammer wieder bis zum maximalem Füllstand aufgefüllt werden [Petersilka et al. 2002].

Der intraorale Anstellwinkel der Air-Flow-Düse zur Zahnoberfläche richtet sich nach den zu instrumentierenden Zähnen. Bei den Labial- und Oralflächen der Frontzähne

wird eine Winkelstellung von 60°, bei den Bukkal- und Oralflächen der Seitenzähne von 80° zur Zahnachse empfohlen. Auf die Okklusalfächen der Seitenzähne sollte der Luft-Wasser-Pulverstrahl in einem Winkel von 90° auftreffen [Gerbo et al. 1993a]. Durch Einhaltung dieser Werte kann neben dem Erreichen einer effektiven Reinigungswirkung auch der Reflux von Aerosolspray in Richtung des Behandlers minimiert werden [Barnes 1991]. Wird der Luft-Wasser-Pulverstrahl auf Wurzeloberflächen gerichtet, so resultieren gemäß zweier aktueller In-vitro-Untersuchungen bezogen auf das Ausmaß der auftretenden Defekte keine signifikanten Unterschiede zwischen Anstellwinkeln von 45° und 90° [Petersilka et al. 2003b; Tada et al. 2010].

Die Hersteller der PWS empfehlen, während der Pulverstrahlbehandlung einen Abstand von 3-5 mm von der Düsenspitze des Handstücks bis zur Zahnoberfläche einzuhalten [Dentsply DeTrey GmbH 2004; EMS GmbH 2009]. Eine Vergrößerung dieses Abstandes führt zur einer abnehmenden Reinigungswirkung, eine Verkleinerung zu einer zunehmenden Veränderung der instrumentierten Oberflächen [Petersilka et al. 2003b; Walmsley et al. 1987]. Bei korrekter Wahl von Arbeitsabstand und Anstellwinkel sollte der Luft-Wasser-Pulverstrahl dann in einer kreisenden Bewegung vom Sulkus zur Inzisalkante beziehungsweise Okklusalfäche geführt werden [Gerbo et al. 1993a].

#### 2.1.4 Pulvertypen und Pulvercharakteristika

##### *Natriumhydrogencarbonat*

Seit der Einführung der Pulver-Wasser-Strahlgeräte vor über 30 Jahren wird Natriumhydrogencarbonat ( $\text{NaHCO}_3$ ) als Standardpulver eingesetzt. Dieses Salz mit einer mittleren Korngröße von bis zu 250  $\mu\text{m}$  ist wasserlöslich, es kann daher leicht in Lösung gehen und wirkt nicht toxisch auf den menschlichen Körper. Die Wasserlöslichkeit kann jedoch bei Kontakt mit Wasser zur Verklumpung führen. Die beiden Medien Pulver und Wasser werden deshalb im PWS getrennt transportiert und eine Vermischung findet erst nach Verlassen der Düse statt. Eine weitere Methode, der frühzeitigen Verklumpung entgegenzuwirken und somit den Luft-Wasser-Pulverstrahl zu stabilisieren, liegt in der Hydrophobisierung des Natriumhydrogencarbonats mit 0,8%igem Siliziumoxid oder Trikalziumphosphat [Petersilka 2011].

Um den salzigen Geschmack des  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvers abzumildern versehen viele Hersteller ihre Produkte mit Geschmacksaromen wie Zitrone oder Pfefferminze. In diesem

Zusammenhang muss auf eventuell bestehende allergische Prädispositionen und hypersensible Zahnhäule geachtet und gegebenenfalls auf ein Präparat ohne Zusätze ausgewichen werden [Neidhardt 2003].

Natriumhydrogencarbonat ist kontraindiziert bei Patienten, die eine natriumarme Diät halten. In diesen Fällen muss auf salzfreie Alternativpräparate zurückgegriffen werden. Da die Air-Flow-Behandlung mit diesem Pulver weiterhin Auslöser einer kurz andauernden Alkalose sein kann, sollte die Behandlung auch bei Patienten mit Funktionsdefiziten im Säure-Basen-Haushalt nicht zum Einsatz kommen [Rawson et al. 1985].

Eine  $\text{NaHCO}_3$ -basierte Pulverstrahlbehandlung wird im Allgemeinen für die folgenden Aufgaben empfohlen:

- Entfernung von supragingivalen mikrobiellen Zahnbelägen und Verfärbungen [Weeks et al. 1984]
- Reinigung der Fissuren vor dem Aufbringen von Versiegelungsmaterialien [Brocklehurst et al. 1992]
- Reinigung von Glattflächen vor dem Aufkleben orthodontischer Brackets [Gerbo et al. 1993a]

### *Calciumcarbonat*

Ein Pulver aus Calciumcarbonat ( $\text{CaCO}_3$ ) wurde Anfang des letzten Jahrzehnts als niedrigabrasives Präparat für die supragingivale Zahnreinigung eingeführt. Die geringe Härte, eine hohe Spaltbarkeit und die kugelförmige Morphologie der mineralischen Calcitkristalle sollen für geringe Abtragsraten auf Schmelz und Dentin bei gleichzeitig hoher Reinigungswirkung sorgen [Weber 2003].

Ein Vorteil von Calciumcarbonat stellt die Wasserunlöslichkeit dar, welche die Gefahr der Verklumpung innerhalb der pulverführenden Leitungen des PWS gegenüber herkömmlichem Natriumhydrogencarbonat minimieren soll. Da das Pulver außerdem nur einen leichten Kreidegeschmack aufweist, könnte es eine Alternative für Patienten darstellen, die salzige Prophylaxepulver aus geschmacklichen Gründen ablehnen [Neidhardt 2003].

Klinische Studien bezüglich der Abrasivität auf Zahnoberflächen und der Effizienz und Effektivität der Entfernung von Plaque und Verfärbungen von calciumcarbonat-basiertem Pulverstrahlen stehen noch aus. Den wenigen publizierten In-vitro-Studien

zufolge stellt dieses Pulver jedoch keine Alternative zu Natriumhydrogencarbonat oder Glycin dar, da es sowohl die Leistung von Dentinbondingmaterialien reduziert [Frankenberger et al. 2007] als auch beträchtliche Defekte auf Wurzeloberflächen hervorruft [Pelka et al. 2010a].

### *Aluminiumtrihydroxid*

Als Hauptvorteil des Pulvers auf Basis von Aluminiumtrihydroxid  $[\text{Al}(\text{OH})_3]$  gegenüber Natriumhydrogencarbonat gibt der Hersteller neben der Salzfreiheit die schonende und effiziente Entfernung von Plaque und Verfärbungen an. Wie bei dem Calciumcarbonatpulver wird dies durch eine abgerundete Partikelstruktur erreicht, welche gleichzeitig die Ablagerungen in den pulverführenden Leitungen des PWS deutlich minimieren soll [DENTSPLY DeTrey GmbH 2003].

Die Mohs-Härte der Aluminiumtrihydroxidpartikel liegt mit 2,5-3,5 über der des Natriumhydrogencarbonats, welches einen Wert von 2,5 aufweist [Darby und Walsh 2010]. Das Versprechen einer geringeren Abrasivität erscheint daher zumindest fragwürdig. Klinische Studien und Patientenakzeptanz müssen noch zeigen, ob dieses Präparat eine echte Alternative zu  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver darstellen kann. Eine In-vitro-Studie über die Auswirkungen auf Restaurationsmaterialien [Johnson et al. 2004] macht dabei keine großen Hoffnungen.

### *Glycin*

Aus der Aminosäure Glycin hergestellte Air-Flow-Pulver besitzen eine mittlere Korngröße von unter  $45\text{ }\mu\text{m}$  und eine maximale Korngröße von  $60\text{ }\mu\text{m}$ . Dies entspricht ungefähr einem Viertel der Größe konventioneller Natriumhydrogencarbonatpartikel. Das Pulver ist weiß und geruchlos und wird durch seine gute Wasserlöslichkeit und Biokompatibilität im menschlichen Körper schnell und rückstandslos abgebaut. Um Verklumpungen zu vermeiden werden den Glycinkristallen Zusätze wie amorphes synthetisches Siliciumdioxid beigefügt [Petersilka 2011].

Glycin wurde zu Beginn des neuen Jahrtausends als niedrigabrasives Alternativpräparat zu  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver mit erweitertem Einsatzbereich auf den Dentalmarkt gebracht. Seitdem konnte es sich vor allem in Europa auf breiter Front durchsetzen. Das Hauptanwendungsgebiet ist die Depuration subgingivaler Wurzeloberflächen [Flemmig et al. 2007, 2012; Moene et al. 2010; Petersilka 2011; Petersilka et al. 2003a, c, d].

### *Bioaktives Glas*

Seit kurzer Zeit ist ein Prophylaxepulver auf dem Dentalmarkt, welches aus amorphen Calcium-Natrium-Phosphosilicatgläsern besteht. Kommen diese 25-120 µm großen Gläser mit Wasser oder Speichel in Kontakt, präzipitieren über eine Erhöhung des pH-Werts Calcium und Phosphat und es bildet sich eine Mineralstruktur in Form von Hydroxycarbonatapatitkristallen. Aufgrund dieser biologischen Aktivität erstreckt sich der vom Hersteller angegebene Einsatzbereich des Präparates von der Reinigung plaque- und verfärbungsbehafteter Zähne bis hin zur Desensibilisierung und Remineralisation von Dentin- beziehungsweise Schmelzoberflächen [OSsray Ltd. 2011].

Einer ersten klinischen Untersuchung zufolge ist das biologisch aktive Glaspulver hinsichtlich der desensibilisierenden Eigenschaften in der Tat dem konventionellen  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver überlegen. Bei Verwendung dieses Präparates wurde die Pulverstrahlbehandlung von den Patienten weiterhin als angenehmer empfunden und es konnte eine geringfügig höhere Aufhellung an den instrumentierten Zähnen beobachtet werden als nach Anwendung eines  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvers [Banerjee et al. 2010].

Die Fähigkeit zur Desensibilisierung wurde auch in zwei In-vitro-Studien untersucht, hierbei wurden säurekonditionierte Dentinoberflächen mit unterschiedlichen Prophylaxemaßnahmen behandelt. Eine signifikante Reduktion der Dentinpermeabilität konnte nach Anwendung aller Verfahren beobachtet werden, wobei diese nach Applikation des Bioglaspulvers am höchsten ausfiel. Ein  $\text{NaHCO}_3$ -Präparat erzielte eine ähnlich hohe Reduktion der Permeabilität, welche durch ein ebenfalls getestetes Glycinpulver nicht erreicht werden konnte. In der quantitativen Evaluierung wurden entsprechend auf den mit Bioglas- und  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver behandelten Prüfkörpern die Dentintubuli obliterierende Schmierschichten vorgefunden, während die mit dem Glycinpräparat instrumentierten Dentinoberflächen nur partielle Obliterationen ohne eine Schmierschicht aufwiesen [Sauro et al. 2010, 2011].

Mit einer Mohs-Härte von 6 ist das Bioglaspräparat das härteste Air-Flow-Pulver auf dem Dentalmarkt [Darby und Walsh 2010]. Hinsichtlich der Abrasivität bei der Anwendung auf Dentinoberflächen kann zum momentanen Zeitpunkt jedoch aufgrund fehlender Untersuchungen keine Aussage gemacht werden. In einer eigenen nicht publizierten Studie hinterließ das Bioglaspulver allerdings bereits auf Schmelzschliffen beträchtliche Oberflächendefekte [Jung und Tocha 2012]. Diese waren um ein Vielfaches höher als nach Anwendung konventioneller  $\text{NaHCO}_3$ - und Glycinpulver, weshalb

die Empfehlung, mit Hilfe des Bioglaspulvers freiliegende hypersensible Zahnhäse zu behandeln, zumindest fragwürdig erscheint.

### *Erythritol*

Das in der vorliegenden Arbeit zum gegenwärtigen Zeitpunkt erstmalig als Air-Flow-Pulver zum Einsatz kommende Erythritol gehört chemisch zu den Zuckeralkoholen und besitzt die Summenformel  $C_4H_{10}O_4$ . Die Substanz stellt einen Zuckeraustauschstoff dar, der 70% der Süßkraft von Saccharose besitzt. Der Brennwert bei oraler Aufnahme ist dabei minimal und es gibt keine Auswirkungen auf den Blutzuckerspiegel [Ichikawa et al. 2008]. Wie Xylitol besitzt auch Erythritol eine hemmende Wirkung auf das Wachstum bestimmter Streptococcus mutans-Stämme [Makinen et al. 2005]. Im Gegensatz zu anderen Zuckeralkoholen hat Erythritol jedoch so gut wie keine gastroenterologischen Nebenwirkungen, da der menschliche Körper in der Lage ist, den Stoff vollständig zu absorbieren [Bernt et al. 1996].

#### 2.1.5 Sicherheitshinweise

Während der Pulverstrahlbehandlung wird ein bakterielles Aerosol generiert, welches neben dem Pulverstaub eine große Anzahl an Mikroorganismen aus Plaque und Speichel des Patienten enthält. Die Luft unmittelbar um den Behandlungsplatz weist dabei eine deutlich höhere bakterielle Kontamination auf als weiter entfernte Bereiche [Glenwright et al. 1985; Logothetis et al. 1988]. Aus diesem Grund werden dem Behandler und zahnärztlichen Personal empfohlen, bei der Pulverstrahlbehandlung Schutzbrille, Gesichtsmaske und Handschuhe zu tragen, um sich selbst vor potentiellen Krankheitserregern und Staubinhalation zu schützen [Barnes 1991; de Boever und Vande Velde 1985; Logothetis et al. 1988].

Eine Möglichkeit, die Belastung durch bakterielle Aerosole um mehr als 97% zu verringern, besteht in der Anwendung eines Aerosolreduktionsgeräts. Dieses wird über die Düse des Pulverstrahlhandstücks gestülpt und saugt das entwichene Luft-Wasser-Pulvergemisch nach dem Kontakt mit der Zahnoberfläche wieder ein [Harrel et al. 1999; Muzzin et al. 1999].

Der Patient sollte während der Behandlung eventuelle Kontaktlinsen oder seine Brille ablegen und mit Schutzbrille und Gesichtsschutztuch versehen werden. Gegen

Austrocknung der Mundwinkel hilft das Auftragen von Vaseline. Weiterhin kann eine antimikrobielle Spülung vor Beginn der Behandlung das Risiko einer Mikrobenübertragung vermindern [Barnes 1991; Worrall et al. 1987].

Absolute Kontraindikationen für eine Air-Flow-Behandlung sind Infektionen im oberen Respirationstrakt, chronische Bronchitis und Asthma. Durch den Luft-Wasser-Pulverstrahl können bei diesen Krankheitsbildern Atembeschwerden hervorgerufen werden [Barnes 1991; Logothetis et al. 1988]. Da weiterhin beim Einsatz eines PWS, wie auch bei vielen anderen intraoralen Behandlungsmethoden, eine Bakteriämie ausgelöst werden kann, empfiehlt sich die antibiotische Abdeckung von Risikopatienten vor Behandlungsbeginn [Hunter et al. 1989].

Während der Anwendung des Pulver-Wasser-Strahlgeräts müssen die Herstellerempfehlungen bezüglich der Geräteparameter genau eingehalten werden. In der Literatur sind in diesem Zusammenhang mehrere Fälle beschrieben, in denen nach falscher Anwendung des PWS teils schwerwiegende Komplikationen auftraten. Zweimal führte dabei der irrtümlich auf den Sulkus gerichtete Luft-Wasser-Pulverstrahl zu Emphysemen im subkutanen Gesichtsbereich, welche sich in einem Falle kurze Zeit später bis in die Gewebe des Mediastinums ausweiteten [Finlayson und Stevens 1988; Liebenberg und Crawford 1997]. Ebenfalls beschrieben ist ein nach einer Prophylaxesitzung mit Pulverstrahlbehandlung aufgetretenes Barotrauma der Ohrspeicheldrüse. Der Pulverstrahl wurde fälschlicherweise auf das Schleimhautareal der Caruncula parotidea gerichtet, was zu einer Pneumoparotitis führte [Brown et al. 1992]. In allen drei Fällen konnte nach fünf bis sieben Tagen der normale Gesundheitszustand der Patienten wieder hergestellt werden.

#### 2.1.6 Auswirkungen auf orale Weichgewebe

Während der Pulverstrahlbehandlung kann ein Kontakt des Luft-Wasser-Pulverstrahls mit oralen Weichgeweben in der Regel nicht vermieden werden, besonders wenn Zahnbereiche nahe des Gingivalrandes instrumentiert werden. Um eventuell auftretende Weichgewebstraumata so gering wie möglich zu halten, sollte daher den Herstellerangaben zur korrekten Anwendung des PWS unbedingt Folge geleistet werden. Weiterhin müssen auch die negativen Aspekte einer solchen Behandlung immer berücksichtigt werden [Kontturi-Narhi et al. 1989; Kozlovsky et al. 2005].

In Tierversuchen wurde gezeigt, dass eine direkt auf die Gingiva gerichtete Bestrahlung mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver bereits nach 10 s zu epithelialen Erosionen und Blutungen führen kann. Mit Zunahme der Bestrahlungsdauer wurden stärker ausgeprägte lokalisierte gingivale Traumata, epitheliale Desquamationen bis in das papilläre Bindegewebe und vereinzelte Gewebenekrosen erkennbar [Kozlovsky et al. 2005; Newman et al. 1985; Vande Velde et al. 1982]. Bei 5-sekündiger Bestrahlung eines parodontalchirurgischen Zugangslappens konnte im Tierversuch ebenfalls eine Traumatisierung des Epithels festgestellt werden, welche außerdem mit einer entzündlichen Antwort des gingivalen Gewebes verbunden war [Pippin et al. 1988].

Die Erkenntnisse aus den genannten Tierversuchen sind auf den Menschen übertragbar. So treten an der menschlichen Gingiva bereits nach kurzzeitiger Pulverstrahlbehandlung mit Natriumhydrogencarbonat ebenfalls Erosionen des keratinisierten Epithels, Blutungen und aphthöse Ulcera auf. Der Schweregrad der Läsionen korreliert dabei mit dem parodontalen Entzündungsstatus und die Wunden verheilen interindividuell unterschiedlich nach zwei bis acht Tagen [de Boever und Vande Velde 1985; Hunter et al. 1989; Kontturi-Narhi et al. 1989; Vande Velde et al. 1982; Weeks et al. 1984].

Im Rahmen einer neueren Untersuchung wurden die gingivalen Auswirkungen von unterschiedlichen Pulverstrahlapplikationen und Handinstrumenten miteinander verglichen. Hierbei führte die Anwendung von Glycinpulver zu signifikant geringeren gingivalen Erosionen als die Anwendung von  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver und auch von Handinstrumenten [Petersilka et al. 2008].

#### 2.1.7 Entfernung von Biofilm und Verfärbungen

##### *Entfernung von supragingivalem Biofilm und Verfärbungen*

Pulver-Wasser-Strahlgeräte wurden mit dem Ziel entwickelt, eine gegenüber herkömmlichen Methoden effizientere und effektivere Entfernung von supragingivalen Auflagerungen zu ermöglichen [Vande Velde et al. 1982; Weeks et al. 1984; Willmann et al. 1980]. In vitro lässt sich dabei an extrahierten Zähnen zeigen, dass die Pulverstrahlbehandlung mit Natriumhydrogencarbonat optimal dazu geeignet ist, neben anhaftenden mikrobiellen Belägen auch hartnäckige Verfärbungen zu entfernen. Es kann auf Glattflächen ein Zeitvorteil um den Faktor drei gegenüber der Handinstrumentierung mit Scalern erreicht werden. Tiefe Fissuren und Grübchen werden im Vergleich zum



Verfahren Gummikelch mit Bismehl effektiver gesäubert, die Plaque auf Glattflächen wird inklusive der Pellikel vollständig entfernt [Berkstein et al. 1987; de Boever und Vande Velde 1985; Garcia-Godoy und Medlock 1988; Willmann et al. 1980].

Durch die Pulverstrahlbehandlung mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver wird auch unter klinischen Bedingungen eine signifikante Plaqueverringerung auf Okklusal- und Glattflächen erreicht [Kontturi-Narhi et al. 1990]. Die Entfernung des Biofilms erfolgt gleichmäßig und hinterlässt nur geringe Rückstände im Bereich tiefer Fissuren und Grübchen und in schlecht zugänglichen Approximalräumen [Leckel et al. 1989; Strand und Raadal 1988; Vande Velde et al. 1982]. Auch Nikotinbeläge, Chlorhexidin-Ablagerungen und andere Verfärbungen können leicht entfernt werden [de Boever und Vande Velde 1985]. Die Anwendung des PWS gestaltet sich dabei einfach und weist auch hier gegenüber konventionellen Reinigungsmethoden wie Gummikelch mit Bismehl einen signifikanten Zeitvorteil und eine höhere Effektivität auf [Weeks et al. 1984]. Die Entfernung von mineralisierter Plaque ist hingegen eingeschränkt und nur durch lange Bestrahlungszeiten möglich [Boyde 1984; de Boever und Vande Velde 1985].

#### *Entfernung von subgingivalem Biofilm*

Die Pulverstrahlbehandlung mit Natriumhydrogencarbonat stellt auch während einer parodontalchirurgischen Lappenoperation eine Option für die Wurzeloberflächenreinigung dar. In einer älteren Untersuchung wurde diesbezüglich die Reinigungseffektivität einer Pulverstrahlapplikation mit der von Kürettenscaling verglichen, wobei beiden Methoden eine Ultraschallanwendung vorausging. Durch den Luft-Wasser-Pulverstrahl konnten auf den Wurzeloberflächen in Hinblick auf die Entfernung von Plaque, Konkrementen und infiziertem Zement bessere Ergebnisse erzielt werden als mit einer vergleichbar lange andauernden Handinstrumentierung. Ein weiterer Vorteil der Bestrahlung bestand in dem besseren Zugang schwierig zu erreichender Stellen wie Furkationen und Auskehlungen [Horning et al. 1987].

Werden Wurzeloberflächen mit einer Kombination aus Kürettenscaling und Air-Flow behandelt, werden diese stärker geglättet als durch eine alleinige Handinstrumentierung. Weiterhin können längerfristig an kombiniert behandelten Stellen erhöhte Attachmentgewinne und reduzierte Taschentiefen erreicht werden [Satoh et al. 1992]. Für die Kombination Kürettenscaling gefolgt von Air-Flow spricht weiterhin die Tatsache, dass mit beiden Methoden behandelte Operationsbereiche gegenüber der alleinigen

Wurzeloberflächenreinigung mit Küretten postoperativ geringere Entzündungswerte aufweisen. Dies konnte im Tierversuch gezeigt werden [Pippin et al. 1988].

Nach Einführung der geringabrasiven Glycinkristalle und eines speziellen Handstücks eröffnete sich mit der subgingivalen Wurzeldepuration ein neuer Einsatzbereich für die Pulverstrahlbehandlung [Flemmig et al. 2007; Moene et al. 2010; Petersilka 2011; Petersilka et al. 2003c, d]. Durch eine 5-sekündige Glycinbestrahlung lässt sich bereits ein Großteil der subgingivalen Plaque in seichten Taschen entfernen [Flemmig et al. 2007]. Weiterhin werden nach ebenfalls 5-sekündiger Anwendung in 3-5 mm tiefen Taschen signifikante Anzahlen an subgingivalen Mikroorganismen entfernt. Dies trifft sowohl auf bukkale und linguale als auch auf interdentale Bereiche zu. In der Literatur herrscht allerdings Uneinigkeit bezüglich der Reduktion der Mikroorganismen im Vergleich mit Handinstrumenten. So konnte in zwei klinischen Untersuchungen durch die Pulverstrahlbehandlung eine signifikant höhere Reduktion subgingivaler Bakterien als mit der Handinstrumentierung erreicht werden [Petersilka et al. 2003c, d]. In einer anderen Halbseitenstudie war es jedoch nur mit dem Einsatz von Küretten möglich, in maximal 5 mm tiefen Taschen eine signifikante Verringerung der Gesamtbakterien und der Parodontalpathogene zu erreichen [Moene et al. 2010].

In tieferen Taschen von 5-8 mm kann durch eine Glycinbestrahlung eine signifikante Reduktion von Parodontalpathogenen auf der Wurzeloberfläche erreicht werden. In diesem Falle ist die Behandlung per Ultraschallansatz ähnlich effektiv, jedoch für die Patienten unangenehmer. Beide Behandlungsmethoden führen längerfristig zu einer signifikanten Reduktion der Sondierungstiefe und -blutung und zu einem Attachmentgewinn [Wennstrom et al. 2011].

Bei der Anwendung in seichten Taschen wird die Air-Flow-Behandlung mit Glycinpulver im Vergleich zur Handinstrumentierung mit Küretten von den Patienten als angenehmer empfunden. Ein weiterer Vorteil dieser Methode gegenüber konventionellen Verfahren ist die Zeitersparnis [Moene et al. 2010; Petersilka et al. 2003c].

#### 2.1.8 Auswirkungen auf Zahnhartsubstanzen

##### *Zahnschmelz*

Auf intakten Schmelzoberflächen hinterlässt eine Bestrahlung mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver nach bis zu 30 s dauernder Instrumentierung keine makroskopisch und lichtmikroskopisch

erkennbaren Defekte [Boyde 1984; Galloway und Pashley 1987; Garcia-Godoy und Medlock 1988; Willmann et al. 1980]. Wird die Bestrahlungszeit erhöht, können leichte Abrasionen und Oberflächenirregularitäten auftreten [Hosoya und Johnston 1989; Newman et al. 1985]. Rasterelektronenmikroskopisch sind Vorstufen dieser Abrasionserscheinungen in Form von Kraterbildungen und Verschärfungen der lamellären Struktur auf der Schmelzoberfläche in einigen Fällen bereits bei kürzeren Bestrahlungszeiten erkennbar [de Boever und Vande Velde 1985; Newman et al. 1985]. Die Morphologie dieser Defekte variiert auf der Oberfläche je nach Ausrichtung der Schmelzprismen zu der Pulverstrahldüse [Boyde 1984]. Im Vergleich zu konventionellen Reinigungsmethoden wie Gummikelch mit Bismehl oder Prophylaxepaste führt nach einheitlicher Auffassung die Pulverstrahlbehandlung mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver zu ähnlichen oder geringer ausgeprägten Oberflächenveränderungen der Schmelzoberfläche [Hosoya und Johnston 1989; Hügelmeier 1989; Jost-Brinkmann 1998b].

Beachtet werden muss, dass die durch den Luft-Wasser-Pulverstrahl resultierenden Defekte und Aufrauungen auf der Schmelzoberfläche auch von dem eingesetzten PWS-Fabrikat abhängig sein können [Hosoya und Johnston 1989]. So ist ein besonders abrasives Gerät in der Lage, pro Minute Bestrahlungszeit bis zu 100  $\mu\text{m}$  Schmelz abzutragen. Von der routinemäßigen Anwendung dieses Fabrikats wird abgeraten [Jost-Brinkmann 1998b].

Anders als gesunder Zahnschmelz wird frakturierter, polierter und bereits abradiierter Schmelz durch den Luft-Wasser-Pulverstrahl schneller abgetragen. Dies gilt ebenso für hypomineralisierten Milchzahnschmelz und initiale Kariesläsionen. Es sollte daher eine Bestrahlung auf nicht intakten und hypomineralisierten Schmelz sowie auf bestehende White-Spots und größere Plaqueansammlungen ausbleiben [Boyde 1984].

In mehreren Untersuchungen wird die Oberflächenrauheit instrumentierter und nicht instrumentierter Schmelzoberflächen evaluiert. Aufgrund unterschiedlicher Messverfahren und Versuchsaufbauten ist die Variationsbreite der Werte dabei hoch. Es herrscht jedoch ein Konsens, dass durch die Pulverstrahlbehandlung mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver die Werte der Rauheitsparameter nicht oder nur in geringen Maßen ansteigen [Gerbo et al. 1993b; Jost-Brinkmann 1998b; Leckel et al. 1989; Willmann et al. 1980]. So lag bei einer älteren Untersuchung der arithmetische Mittenrauwert nach 30-sekündiger Pulverstrahlbehandlung unverändert auf dem Baseline-Wert von 2,66  $\mu\text{m}$  [Gerbo et al. 1993b]. In einem weiteren Falle verzeichnete der  $R_a$ -Wert auf Keramikoberflächen mit einer schmelzähnlichen Härte eine Erhöhung von initial 0,27  $\mu\text{m}$  auf 0,30-0,34  $\mu\text{m}$  nach

60-sekündiger und auf 0,43-0,38 µm nach 120-sekündiger Bestrahlung [Leckel et al. 1989]. Insgesamt wird die Zunahme der Oberflächenrauheit als klinisch irrelevant angesehen und entspricht in ihrem Ausmaß weitestgehend den durch übliche Prophylaxepasten hervorgerufenen Werten. Eine abschließende Schmelzpolitur wird aus diesen Gründen von den meisten Autoren als nicht notwendig erachtet [Boyde 1984; de Boever und Vande Velde 1985; Gerbo et al. 1993b; Hosoya und Johnston 1989; Hügelmeyer 1989; Jost-Brinkmann 1998b; Willmann et al. 1980].

### *Wurzelzement und Dentin*

Nach einstimmiger Meinung führt die Pulverstrahlbehandlung mit Natriumhydrogencarbonat auf Wurzeloberflächen mit freiliegendem Dentin und Zement zu einem beträchtlichen Materialabtrag [Agger et al. 2001; Boyde 1984; de Boever und Vande Velde 1985; Galloway und Pashley 1987; Hügelmeyer 1989; Newman et al. 1985; Pelka et al. 2010a; Petersilka et al. 2003a, b; Tada et al. 2010; Vande Velde et al. 1982]. Aufgrund dieser Tatsache werden bei der überwiegenden Mehrheit der Arbeiten zu diesem Thema auch nicht wie beim Zahnschmelz Rauheitsparameter, sondern Defekttiefen und Volumenverluste evaluiert. Hierbei gilt, dass der Substanzverlust umso größer ausfällt, je länger die Bestrahlungszeit, je höher der Pulverausstoß und je geringer der Arbeitsabstand des PWS eingestellt wird [de Boever und Vande Velde 1985; Galloway und Pashley 1987; Pelka et al. 2010a; Petersilka et al. 2003b]. Auch das verwendete PWS-Fabrikat hat Einfluss auf das Ausmaß der Hartschmelzverluste [Pelka et al. 2010a]. Weiterhin beeinflusst die mikrotopografische Struktur und der Mineralisationsgrad des Dentins den Substanzabtrag. So wird intertubuläres schneller als peritubuläres und kariöses schneller als gesundes Dentin entfernt [Boyde 1984].

Bereits in den 1980er Jahren verschieben sich zwei In-vitro-Studien dem Ziel, die Auswirkungen eines Luft-Wasser-Pulverstrahls auf die Wurzeloberflächen extrahierter Zähne zu untersuchen. Die Anwendungsdauer betrug 30 s, was der Aufsummierung von jeweils 0,5 s andauernden Bestrahlungen in vierteljährlichen Recalluntersuchungen für die Dauer von 15 Jahren entsprechen sollte. Die mittleren Hartschmelzdefekte auf den Wurzeloberflächen nach der Pulverstrahlinstrumentierung waren in beiden Fällen vergleichbar und betrugen 636,6 µm [Atkinson et al. 1984] und 638,3 µm [Berkstein et al. 1987]. In zwei Untersuchungen mit ähnlicher Zielsetzung wurde durch eine ebenfalls 30 s andauernde Pulverstrahlanwendung bis zu 200 µm Wurzelzement [de Boever und Vande Velde 1985] beziehungsweise Wurzelschmelz mit dem Gesamtgewicht von

10 µg entfernt [Vande Velde et al. 1982]. Eine neuere Studie beschreibt nach 20-sekündiger Instrumentierung von Wurzeloberflächen eine maximale Defekttiefe von  $473,5 \pm 26,2$  µm und einen Volumenverlust von  $2,73 \pm 0,93$  mm<sup>3</sup> (MW ± SA). Der Bestrahlungsabstand betrug in diesem Falle 2 mm [Petersilka et al. 2003b]. Schließlich wurden nach 60-sekündiger Pulverstrahlanwendung mit Hilfe zweier unterschiedlicher PWS-Fabrikate auf Dentinschliffen Substanzverluste von 641,2 µm beziehungsweise 339,6 µm gemessen [Jost-Brinkmann 1998b].

Aber auch nach kürzeren Bestrahlungszeiten zeigen Zement- und Dentinoberflächen beträchtliche, kraterartige Defekte [Galloway und Pashley 1987; Pelka et al. 2010a; Petersilka et al. 2003b; Tada et al. 2010]. So können bereits nach 5 s  $161 \pm 126$  µm (MW ± SA) tief reichende Wurzeldefekte auftreten [Agger et al. 2001]. Wird lediglich der Zement- und nicht der Dentinabtrag evaluiert, so beträgt dieser näherungsweise 18 µm pro 10-sekündiger Pulverstrahlanwendung [Horning et al. 1987]. Auf rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen von instrumentierten Wurzelarealen werden weiterhin raue, unregelmäßige Oberflächen, exponierte und partiell obliterierte Dentintubuli und punktförmige Einschlagslöcher der Pulverpartikel sichtbar [de Boever und Vande Velde 1985; Hügelmeyer 1989; Newman et al. 1985]. Die Schmierschicht wird durch die Pulverstrahlbehandlung vollständig entfernt [Dederich et al. 1989].

Werden Wurzeloberflächen mit einem Schallscaler und danach erst mit Air-Flow instrumentiert, reduziert die Pulverstrahlbehandlung die durch das Scaling aufgetretene Rauheit der Dentin- und Zementoberflächen deutlich. Es resultieren weiße, glatte und saubere Wurzeloberflächen mit ähnlichen Rauheitswerten wie nach der kombinierten Behandlung mit Scaling gefolgt von Gummikelch mit Bimsmehl [Leknes und Lie 1991]. Diese Kombination zweier Behandlungsmethoden kann beispielsweise während einer parodontalchirurgischen Lappenoperation zur Anwendung kommen. Da jedoch auch hier ein beträchtlicher Hartsubstanzverlust auftritt, sollte diese Behandlung nur angewandt werden, wenn ein Abtrag von infiziertem Wurzeloberflächenmaterial ausdrücklich erwünscht ist [Horning et al. 1987].

Calciumcarbonat, eigentlich als geringabrasives Air-Flow-Pulver auf den Markt gebracht, eignet sich ebenso wenig wie Natriumhydrogencarbonat für die wiederholte Behandlung von Wurzeloberflächen. Im Rahmen einer In-vitro-Untersuchung führte die Anwendung dieses Pulvers auf planpolierten Dentinoberflächen sogar zu einer noch höheren mittleren maximalen Defekttiefe als die Anwendung eines NaHCO<sub>3</sub>-Pulvers. Der Volumenverlust stellte sich bei beiden Pulvern ähnlich dar [Pelka et al. 2010a].

Das für die Depuration von Wurzeloberflächen am besten geeignete Pulver ist Glycin [Flemmig et al. 2007, 2012; Moene et al. 2010; Petersilka 2011; Petersilka et al. 2003c, d]. Auch durch einen geringen Arbeitsabstand von 2 mm und hohe Pulver- und Wasserdurchsätze werden mit diesem Pulver auf exponiertem Wurzelzement und Dentin nur relativ geringe Oberflächenveränderungen hervorgerufen [Petersilka et al. 2003a]. Im Vergleich mit Natriumhydrogencarbonat und Calciumcarbonat resultieren weiterhin signifikant niedrigere Defekttiefen und Volumenverluste [Pelka et al. 2010a]. Laut einer neueren Studie führt dabei eine 20-sekündige Bestrahlung mit unterschiedlichen Glycinpulvern zu einer durchschnittlichen Defekttiefe von  $33,9 \pm 19,6 \mu\text{m}$  gegenüber  $163,1 \pm 71,1 \mu\text{m}$  (MW  $\pm$  SA) mit einem  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver [Petersilka et al. 2003a]. Es wurde ferner ein interessanter Zusammenhang zwischen den Defektvolumina und -tiefen und der Partikelgröße der Glycinkristalle aufgezeigt. So riefen Glycinpartikel mit einer durchschnittlichen Größe von  $100 \mu\text{m}$  auf planpolierten Dentinschliffen geringere Defekte hervor als  $63 \mu\text{m}$  große Partikel [Tada et al. 2010].

#### 2.1.9 Auswirkungen auf Restaurationsmaterialien

##### *Komposite und Fissurenversiegler*

In der Literatur herrscht weitgehende Übereinstimmung darüber, dass eine Pulverstrahlbehandlung auf Kompositoberflächen nur sehr vorsichtig durchgeführt oder generell unterlassen werden sollte [Barnes et al. 1987; Carr et al. 2002; Cooley et al. 1986; Eliades et al. 1991; Hügelmeyer 1989; Lubow und Cooley 1986; Pelka et al. 2010b; Yap et al. 2005]. Das Ausmaß der Veränderungen durch die Bestrahlung wird durch die PWS-Einstellungen, das verwendete Pulver und die mikrotopografische Struktur des Kunststoffs bestimmt [Barnes et al. 1987; Pelka et al. 2010b; Reel et al. 1989].

Bereits nach einer 5-sekündigen Bestrahlung mit Natriumhydrogencarbonat zeigen sich auf vielen Komposittypen Abrasionen der organischen Matrix mit freigelegten Füllkörpern und Kraterbildungen [Eliades et al. 1991]. Nach 10-sekündiger Instrumentierung mit einem  $\text{NaHCO}_3$ -Standardpulver werden laut einer aktuellen Untersuchung auf Flowkompositoberflächen eine mittlere maximale Defekttiefe von  $326,3 \mu\text{m}$  und ein Volumenverlust von  $0,65 \text{ mm}^3$  erreicht, wohingegen auf den Oberflächen von Nanofüllerhybridkompositen Werte von  $156,3 \mu\text{m}$  und  $0,21 \text{ mm}^3$  auftreten [Pelka et al. 2010b]. Wird die Bestrahlungszeit noch weiter erhöht, können die Defekte so groß

werden, dass der adhäsive Verbund zwischen Kavitätenrand und Füllung durch Spaltbildungen beeinträchtigt wird [Hügelmeier 1989].

Neben Substanzverlusten ruft ein Luft-Wasser-Pulverstrahl auf Kompositoberflächen moderate bis deutliche Aufrauungen hervor, welche mit zunehmender Bestrahlungszeit größer werden [Cooley et al. 1986; Hügelmeier 1989; Lubow und Cooley 1986]. Es wurde gezeigt, dass die Oberflächenrauheiten von Minifüller-, Mikrofüller- und Flowkompositen dabei den höchsten, die von Hybridkompositen den geringsten Anstieg verzeichnen [Carr et al. 2002; Yap et al. 2005].

Hinsichtlich der Oberflächenrauheit pulverstrahlinstrumentierter Komposite findet sich in der neueren Literatur aufgrund von unterschiedlichen Studiendesigns, Komposittypen und Oberflächenmessverfahren eine große Spanne durchschnittlicher  $R_a$ -Werte von  $0,28\text{ }\mu\text{m}$  [Arabaci et al. 2007] bis  $2,17\text{ }\mu\text{m}$  [Yap et al. 2005]. Eine ältere Untersuchung gibt nach Baseline-Messung und 5, 15 und 30 s dauernder Bestrahlung von drei unterschiedlichen Kompositen durchschnittliche  $R_a$ -Werte von  $6,2\text{--}9,4\text{ }\mu\text{in}$ ,  $62,8\text{--}84,4\text{ }\mu\text{in}$ ,  $87,6\text{--}148,6\text{ }\mu\text{in}$  und  $114\text{--}165,8\text{ }\mu\text{in}$  (entsprechend  $0,16\text{--}0,24\text{ }\mu\text{m}$ ,  $1,60\text{--}2,14\text{ }\mu\text{m}$ ,  $2,23\text{--}3,77\text{ }\mu\text{m}$  und  $2,90\text{--}4,21\text{ }\mu\text{m}$ ) an [Lubow und Cooley 1986]. Dies entspricht einer Zunahme der Rauheit auf das ungefähr 17- bis 20-fache gegenüber dem Ausgangswert. In einer ähnlichen Studie wird bei einem Mikrofüllerkomposit eine noch höhere Zunahme des arithmetischen Mittenrauwerts auf das ungefähr 29-fache des Baseline-werts beschrieben [Cooley et al. 1986]. Aufgrund dieser hohen Rauheiten wird empfohlen, mit dem Luft-Wasser-Pulverstrahl in Kontakt gekommene Kompositrestaurationen neu zu polieren [Lubow und Cooley 1986; Yap et al. 2005].

In mehreren Arbeiten wird die Oberflächenrauheit durch Pulverstrahlbehandlung mit der durch konventionelle Methoden erreichten Rauheit verglichen. Durch die Instrumentierung mit Gummikelch oder Bürstchen mit Bimsmehl werden dabei ähnliche oder niedrigere, durch Ultraschallbehandlung höhere Rauheitswerte auf den Kompositoberflächen erreicht [Arabaci et al. 2007; Hügelmeier 1989; Yap et al. 2005]. Durch die Anwendung von Ultraschallgeräten resultieren ferner im Stereo- und Rasterelektronenmikroskop sichtbare Risse, Spalten und Abplatzungen, welche nach Pulverstrahlanwendung nicht sichtbar sind [Arabaci et al. 2007; Hügelmeier 1989].

Auch Aluminiumtrihydroxid als Air-Flow-Pulver eignet sich nicht für die Bestrahlung von Kompositrestaurationen. So konnten in einer In-vitro-Studie nach 5-sekündiger Instrumentierung auf Mikrofüller- und Hybridkompositoberflächen Erosionen, Aufrauungen, Rissbildungen und exponierte Füllkörper nachgewiesen werden. Durch das

$\text{Al}(\text{OH})_3$ -Pulver wurden hierbei ähnliche Oberflächendefekte hervorgerufen wie durch herkömmliches  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver [Johnson et al. 2004]. Der niedrigste Substanzverlust auf Kunststoffoberflächen wird zum aktuellen Zeitpunkt durch die Applikation von Glycinpulver erreicht. Nach 10-sekündiger Anwendung resultieren gemäß einer neueren Untersuchung auf Nanofüllerhybridkompositoberflächen eine durchschnittliche maximale Defekttiefe von  $42,8\text{ }\mu\text{m}$  und ein Volumenverlust von  $0,05\text{ mm}^3$ . Flowkomposite stellen dem Pulverstrahl wieder die geringste Abrasionsresistenz entgegen, hier werden eine durchschnittliche maximale Defekttiefe von  $139,2\text{ }\mu\text{m}$  und ein Volumenverlust von  $0,19\text{ mm}^3$  erreicht [Pelka et al. 2010b].

Eine Pulverstrahlbehandlung hat auch auf die Oberflächen von Fissurenversiegelungsmaterialien erhebliche Auswirkungen. Die Instrumentierung mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver bewirkt dabei ungeachtet des Materialtyps einen mit der Zeit zunehmenden Abtrag des Sealers von der Okklusalfäche des Zahnes [Huennekens et al. 1991]. Werden die nach 10-sekündiger  $\text{NaHCO}_3$ -Bestrahlung resultierenden Oberflächenveränderungen von Versiegelungsmaterialien mit denen anderer Restaurationsmaterialien verglichen, so zeigen laut einer aktuellen Untersuchung Nanohybridkomposite kleinere und Glasionomerzemente interessanterweise ähnliche Defekte wie die Sealer. Bei Flowkompositen wiederum treten signifikant größere maximale Defekttiefen und ähnliche oder höhere Volumenverluste wie bei den Sealern auf, was in Hinblick auf das Füllkörpervolumen der eingesetzten Materialien und die damit in der Regel korrelierende Abrasionsresistenz erstaunlich ist. Wird Glycin als Air-Flow-Pulver verwendet, so zeigen sich ähnlich wie bei den Kompositen auch auf den Oberflächen der Versiegelungsmaterialien im Vergleich zu  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver deutlich geringere maximale Defekttiefen und Volumenverluste [Pelka et al. 2010b].

#### *Glasionomerzemente und Kompomere*

Werden Glasionomerzemente (GIZ) und Kompomere mit Natriumhydrogencarbonat-, Aluminiumtrihydroxid- oder Glycinpulver bestrahlt, so resultieren ähnliche Oberflächenveränderungen wie bei den Kompositen [Cooley et al. 1988a; Johnson et al. 2004; Pelka et al. 2010b; Yap et al. 2005]. Es wird deshalb empfohlen, den Luft-Wasser-Pulverstrahl nicht auf diese Art von Restaurationsmaterialien zu richten und eventuell bereits instrumentierte Oberflächen neu zu polieren [Cooley et al. 1988a]. Sollen Plaque und Verfärbungen von GIZ- und Kompomerfüllungen entfernt werden, ist die



Anwendung von Gummikelch und Prophylaxegel der Air-Flow-Behandlung vorzuziehen [Wu et al. 2005; Yap et al. 2005].

Werden die Restaurationsmaterialien dennoch instrumentiert, so treten mit der Bestrahlungszeit zunehmende und makroskopisch sichtbare Aufrauungen der Oberflächen auf. Im Rasterelektronenmikroskop werden eine abradierte Matrix, exponierte Füllkörper und Oberflächenirregularitäten sichtbar [Cooley et al. 1988a]. Auch der arithmetische Mittenrauwert steigt durch die Pulverstrahlbehandlung signifikant an [Carr et al. 2002]. In aktuellen Untersuchungen wurde in diesem Zusammenhang nach 12-sekündiger Bestrahlung mit Natriumhydrogencarbonat auf GIZ-Oberflächen eine Erhöhung des  $R_a$ -Werts von  $0,36\text{ }\mu\text{m}$  auf  $1,79\text{ }\mu\text{m}$  festgestellt. Auf Kompomeroberflächen zeigten sich je nach Studiendesign Erhöhungen der  $R_a$ -Werte von  $0,41\text{ }\mu\text{m}$  und  $0,38\text{ }\mu\text{m}$  auf  $2,52\text{ }\mu\text{m}$  und  $1,25\text{ }\mu\text{m}$  [Wu et al. 2005; Yap et al. 2005].

Auch der Substanzabtrag von Glasionomerkementen durch unterschiedliche Pulverstrahlapplikationen ist Gegenstand aktueller Studien. Eine 10-sekündige Bestrahlung mit einem  $\text{NaHCO}_3$ -Standardpulver führte dabei zu einer durchschnittlichen maximalen Defekttiefe von  $234,4\text{ }\mu\text{m}$  und einem Volumenverlust von  $0,42\text{ mm}^3$ . Durch eine identisch lange Glycinbestrahlung wurden eine durchschnittliche maximale Defekttiefe von  $85,9\text{ }\mu\text{m}$  und ein Volumenverlust von  $0,13\text{ mm}^3$  hervorgerufen [Pelka et al. 2010b]. Eine andere Arbeit beschrieb nach 3-sekündiger Bestrahlung mit Natriumhydrogencarbonat auf GIZ-Oberflächen einen 3,3-fach höheren Substanzverlust als auf Versiegelungsmaterialien [Finke et al. 1999].

Werden Glasionomerkemente und Kompomere einer Air-Flow-Behandlung unterzogen, so führt dies nicht nur zu den beschriebenen negativen Auswirkungen. In einer In-vitro-Untersuchung konnte auch gezeigt werden, dass durch eine Pulverstrahlbehandlung die Freisetzung von Fluoridionen bei den meisten Materialien um 20-60% gesteigert werden kann [Jost-Brinkmann 1998a]. Ob diese Eigenschaft aber den Substanzverlust und die erhöhten Rauheitswerte wettmachen kann, ist fraglich.

### *Keramiken*

Werden Dentalkeramiken 2-30 s mit Natriumhydrogencarbonat oder 5 s mit Aluminiumtrihydroxid bestrahlt, so resultieren nach allgemeiner Auffassung keine makroskopisch und stereomikroskopisch sichtbaren Oberflächenerosionen oder Glanzverluste [Arabaci et al. 2007; Cooley et al. 1988b; Johnson et al. 2004; Lubow und Cooley 1986]. Im Rasterelektronenmikroskop zeigen sich jedoch bereits nach einer

5-sekündigen Instrumentierung je nach Keramikdicke unterschiedlich ausgeprägte diffuse Risse in der Glasur und leichte Grübchenbildungen [Eliades et al. 1991]. Nach 30-sekündiger Bestrahlung können diese Defekte dann in schwerer Ausprägung vorliegen [Cooley et al. 1988b].

Keramikoberflächen verzeichnen durch die Bestrahlung mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver einen moderaten bis deutlichen Zuwachs der Oberflächenrauheit, welcher neben der Bestrahlungszeit auch von dem Pulverdurchsatz abhängt [Carr et al. 2002]. In der Literatur werden ein  $R_a$ -Wert von  $0,11\text{ }\mu\text{m}$  nach der Bestrahlung und eine Erhöhung desselben um 127% gegenüber nicht instrumentierten Keramikoberflächen angegeben. Zum Vergleich herangezogene Ultraschallansätze führen zu einem  $R_a$ -Wert von  $0,13\text{-}2,12\text{ }\mu\text{m}$  und einer Rauheitszunahme von 162% [Arabaci et al. 2007; Vermilyea et al. 1994].

Beachtet werden muss, dass der Luft-Wasser-Pulverstrahl auf indirekten Keramikrestorationen zwar nur geringe bis moderate Defekte hervorruft, das Befestigungskomposit durch diesen jedoch sehr leicht abgetragen werden kann [Eliades et al. 1991]. Es wurde daher die Empfehlung ausgesprochen, die Pulverstrahlbehandlung auf Keramikoberflächen generell zu unterlassen oder zumindest während der Bestrahlung die Restaurationsränder indirekter Restorationen nicht zu touchieren [Cooley et al. 1988b; Johnson et al. 2004].

### *Metallische Restorationen*

Amalgam- und Goldrestorationen zeigen nach einer Pulverstrahlbehandlung mit Natriumhydrogencarbonat für 5-30 s oder mit Aluminiumtrihydroxid für 5 s matte Oberflächen ohne nennenswerte Substanzverluste [Barnes et al. 1987; de Boever und Vande Velde 1985; Johnson et al. 2004]. Bei der Betrachtung im Rasterelektronenmikroskop werden auf Amalgamoberflächen morphologische und strukturelle Veränderungen in Form von Aufrauungen und selektivem Abtrag der  $\gamma_2$ - oder  $\eta$ -Phase sichtbar [Eliades et al. 1991]. Die Veränderungen auf Goldrestorationen sind geringer ausgeprägt und beschränken sich auf leichte Irregularitäten der Oberflächenstruktur [de Boever und Vande Velde 1985; Johnson et al. 2004].

Die arithmetischen Mittenrauwerte auf Amalgam und Goldoberflächen steigen laut einer älteren Untersuchung mit zunehmender Bestrahlungszeit kontinuierlich an. Für polierte Amalgamoberflächen werden nach Baseline-Messung und 5, 15 und 30 s dauernder Pulverstrahlanwendung durchschnittliche  $R_a$ -Werte von  $8\text{ }\mu\text{in}$ ,  $18,6\text{ }\mu\text{in}$ ,  $22\text{ }\mu\text{in}$  und  $29,2\text{ }\mu\text{in}$  (entsprechend  $0,20\text{ }\mu\text{m}$ ,  $0,47\text{ }\mu\text{m}$ ,  $0,56\text{ }\mu\text{m}$  und  $0,74\text{ }\mu\text{m}$ )

angegeben. Auf Oberflächen von Goldinlays werden niedrigere  $R_a$ -Werte von 4,6  $\mu\text{in}$ , 6,4  $\mu\text{in}$ , 9,4  $\mu\text{in}$  und 10,4  $\mu\text{in}$  (entsprechend 0,12  $\mu\text{m}$ , 0,16  $\mu\text{m}$ , 0,24  $\mu\text{m}$  und 0,26  $\mu\text{m}$ ) erreicht [Lubow und Cooley 1986].

Wird bei Amalgamen die Rauheitszunahme nach Bestrahlung mit derjenigen nach Ultraschallinstrumentierung verglichen, so zeigen sich signifikant höhere Werte nach Anwendung der Ultraschallgeräte [Hügelmeier 1989]. Nach 2-sekündiger Air-Flow-Anwendung resultiert ein  $R_a$ -Wert von 0,23  $\mu\text{m}$ , nach ebenso langem Ultraschalleinsatz wird je nach Instrument ein  $R_a$ -Wert von 0,83-2,73  $\mu\text{m}$  erreicht. Im REM und Stereomikroskop betrachtet weisen die Oberflächen der Vergleichsgruppe weiterhin Risse, Furchen, Riefen, Kratzer und Abplatzungen auf. Diese Defekte treten in der pulverstrahlbehandelten Gruppe nicht auf [Arabaci et al. 2007].

Wie bei den indirekten Restaurationen aus Keramik gilt auch bei Gold, dass das Befestigungsmaterial das schwächste Glied bezüglich der Abrasionsresistenz gegenüber dem Luft-Wasser-Pulverstrahl darstellt. Aus diesem Grund sollte auch hier die Instrumentierung der Restaurationsränder ausbleiben [Barnes et al. 1987; Johnson et al. 2004].

#### 2.1.10 Auswirkungen auf Implantatoberflächen

Bereits Ende der 1980er Jahre wurden die Auswirkungen einer 5 s andauernden Bestrahlung mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver auf plasmabeschichtete Implantate untersucht. Im Rasterelektronenmikroskop zeigten die instrumentierten Prüfkörper gegenüber den nicht instrumentierten Exemplaren eine nur leicht veränderte Oberflächentopografie der Plasmabedeckung in Form von abgerundeten Kanten und Ecken und einzelnen Grübchenbildungen [Parham et al. 1989]. In späteren Untersuchungen wurden bei plasmabeschichteten, sandgestrahlten, säuregeätzten und Standard-Titanimplantaten ähnliche Beobachtungen gemacht. So resultierten nach 5, 20, 50 und 60 s dauernden Pulverstrahlanwendungen Abrundungen und Abflachungen scharfer Kanten, leichte Abrasionen und minimale Substanzverluste [Homiak et al. 1992; Kreisler et al. 2005; Mengel et al. 1998; Schwarz et al. 2009]. Mit zunehmender Bestrahlungszeit nahm das Ausmaß der Veränderungen auf den Oberflächen zu [Chairay et al. 1997]. Bereits vor der Instrumentierung auf den Implantatoberflächen vorhandene Bearbeitungsspuren konnten darüber hinaus durch die Bestrahlung geglättet werden [Razzoog und Koka 1994]. In mehreren Fällen wurden auch gar keine Veränderungen auf den bestrahlten

Oberflächen sichtbar, unter anderem bei der Verwendung von Glycinpulver [Barnes et al. 1991; Koka et al. 1992; Mengel et al. 1998; Schwarz et al. 2009].

Bei Evaluierung der Auswirkungen des Luft-Wasser-Pulverstrahls auf Implantatoberflächen im Vergleich zu anderen Behandlungsmethoden zeigt sich in der Literatur ein einheitliches Bild. Werden Implantate mit Kunststoffscalern oder Gummikelch plus Prophylaxepaste instrumentiert, resultieren ähnliche Oberflächenveränderungen wie nach der Air-Flow-Behandlung [Homiak et al. 1992]. Diese unterscheiden sich je nach Implantattyp und sind nur gering ausgeprägt. Im Gegensatz dazu weisen Oberflächen, die mit Schallscalern, Titan-, Gold- oder Graphitküretten bearbeitet wurden, deutlichere Bearbeitungsspuren auf. Bei Anwendung von Diamantpolierern, Ultraschallansätzen und Stahlküretten treten schwere Defekte in Form von Kratzern, Erosionen und größeren Substanzverlusten auf [Augthun et al. 1998; Brookshire et al. 1997; Mengel et al. 1998]. Die ebenfalls zum Vergleich herangezogene Chlorhexidinirrigation ruft zwar wie auch der ER:YAG-Laser keinerlei Defekte auf den Implantatoberflächen hervor, besitzt jedoch auch nur eine sehr begrenzte Reinigungswirkung. In Bezug darauf stellt die Pulverstrahlbehandlung die effektivste Möglichkeit dar, eine komplett plaquefreie Oberfläche mit vollständiger Entfernung anhaftender Bakterien zu erreichen [Augthun et al. 1998; Kreisler et al. 2005; Parham et al. 1989].

Auch die Auswirkungen der Pulverstrahlbehandlung auf Proliferation und Morphologie von den Implantatoberflächen anhaftenden Fibroblasten sind Gegenstand neuerer Untersuchungen. Inkubierte Fibroblasten auf bestrahlten Testoberflächen weisen dabei ähnliche oder niedrigere Proliferationsraten wie nicht instrumentierte Kontrolloberflächen auf, während die Morphologie der Zellen durch die Behandlung nicht verändert wird [Shibli et al. 2003]. Im Vergleich mit alternativen Behandlungsmethoden führt die ER:YAG-Laserbehandlung zu einem ähnlichen, die Handinstrumentierung mit Kunststoffküretten zu einem höheren Zellwachstum als die Bestrahlung [Augthun et al. 1998; Kreisler et al. 2005].

Nach vorherrschender Meinung stellt die Pulverstrahlbehandlung eine effektive Alternative zu herkömmlichen Methoden bei der Reinigung von Implantatoberflächen dar. Wie bei der Anwendung von Kunststoffküretten und Gummikelch mit Prophylaxepaste werden die instrumentierten Oberflächen dabei eher glatter oder es findet zumindest keine Aufrauung statt, was einer niedrigen Plaqueakkumulation dienlich ist [Augthun et al. 1998; Homiak et al. 1992; Mengel et al. 1998].

### 2.1.11 Oberflächen- und Kavitätenkonditionierung

#### *Fissurenversiegelung*

Pulverstrahlapplikationen können auch eingesetzt werden, um Okklusalflächen für die Aufnahme von Fissurenversiegler vorzubereiten [Brocklehurst et al. 1992; Brockmann et al. 1989, 1990; Courson et al. 2003; Duangthip und Lussi 2004; Scott und Greer 1987]. Werden die Okklusalflächen extrahierter Molaren und Prämolaren vor dem Ätzvorgang und der Fissurenversiegelung mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver bestrahlt, resultiert laut einer älteren Studie im Vergleich zu der Anwendung von Bürstchen mit Bismehl eine signifikant höhere Eindringtiefe des Sealers. In diesem Fall war auf rasterelektronischen Aufnahmen ersichtlich, dass der dünnfließende Kunststoff auch in tiefe Fissuren eindringen konnte und gut adaptiert wurde. Die Pulverstrahlbehandlung wurde daher als Standardmethode für die Reinigung beziehungsweise Konditionierung der Okklusalflächen vor der Fissurenversiegelung empfohlen [Brocklehurst et al. 1992]. In diesem Zusammenhang sollte allerdings die sehr lange Instrumentierungsdauer von 60 s berücksichtigt werden, welche nach allgemeiner Auffassung auf Schmelzoberflächen zu größeren Hartsubstanzdefekten und Oberflächenirregularitäten führen kann [Hosoya und Johnston 1989; Jost-Brinkmann 1998b].

In einer neueren Untersuchung wurden die Auswirkungen verschiedener Schmelzkonditionierungsverfahren auf das Penetrations- und Abdichtungsvermögen zweier Sealer verglichen. Eine vollständige Füllrate der Fissuren war hier weder durch Pulverstrahlbehandlung, noch durch Bürstchen mit Bismehl und auch nicht durch Air Abrasion zu erreichen. Interessanterweise konnte im Vergleich mit nicht konditionierten Oberflächen auch durch eine Säurebehandlung die Eindringtiefe der Fissurenversiegler nicht gesteigert werden. Bei der Beurteilung der Microleakage waren die Behandlungen mit Air-Flow sowie Bürste mit Bismehl der Air Abrasion unterlegen, allerdings nur in Kombination mit einer Säureapplikation. Diese wurde als essentiell für eine gute Versiegelung angesehen [Courson et al. 2003]. In einem weiteren Fall konnte nachgewiesen werden, dass neben der Art der Oberflächenkonditionierung auch das Fabrikat des verwendeten Fissurenversieglers einen signifikanten Einfluss auf die Microleakage besitzt. Das Penetrationsvermögen des Sealers wiederum stand zusätzlich in signifikantem Zusammenhang mit den Fissurentypen [Duangthip und Lussi 2004].

Eine 20-sekündige Pulverstrahlbehandlung in Kombination mit einem Ätzvorgang führt nach Applikation des Versieglers zu einer hohen Anzahl an Kunststoffzapfen, welche

eine Verzahnung mit dem Zahnschmelz ermöglichen. Die Anzahl dieser „tags“ ist im Vergleich zu einem alleinigen Ätzzvorgang und dem Kombinationsverfahren aus Bürstchen, Bimsmehl und Säure höher, besitzt jedoch keine statistische Signifikanz [Brockmann et al. 1990]. Wird die Verbundstärke zwischen Fissurenversiegler und Zahnschmelz gemessen, zeigen kombiniert mit Pulverstrahl und Orthophosphorsäure konditionierte Oberflächen höhere Werte als nach der Behandlung mit Bürstchen, Bimsmehl und Säure oder der alleinigen Säureanwendung. Auch hier sind die Unterschiede allerdings nicht signifikant [Brockmann et al. 1989; Scott und Greer 1987].

#### *Dentinbonding und Restaurationsmaterialien*

Werden Dentinflächen für 15-20 s mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver bestrahlt und mit einem Ein- oder Zwei-Schritt-Bondingsystem beschichtet, resultieren gemäß zweier Untersuchungen mit ähnlichem Versuchsaufbau geringere Verbundstärken zwischen Zahnhartsubstanz und Kunststoff als nach ausbleibender Air-Flow-Behandlung. Als mögliche Erklärung wird angeführt, dass durch die Pulverstrahlanwendung oberflächliche Kollagenfasern im Dentin aufquellen und so die sauren Primer nicht in erforderlichem Maße eindringen können. Wird dagegen kristalline Zellulose als Bestrahlungspulver gewählt, erreichen die Verbundstärken ähnliche Werte wie bei den nicht bestrahlten Dentinkavitäten. Im Rasterelektronenmikroskop zeigt sich nach der Bestrahlung mit kristalliner Zellulose ein klarer und einheitlicher Verbund zwischen Dentin und Bondingmaterial, während nach der Anwendung von Natriumhydrogencarbonat Irregularitäten auftreten [Nikaido et al. 1995; Nishimura et al. 2005].

Eine aktuelle Untersuchung verglich die Auswirkungen von zwei weiteren Air-Flow-Pulvern auf Dentinbondingmaterialien. Im Vergleich zu der nicht instrumentierten Kontrollgruppe führte Glycin dabei zu einer ähnlichen, Calciumcarbonat jedoch zu einer signifikant niedrigeren Leistungsfähigkeit der Bondingmaterialien. Da durch das  $\text{CaCO}_3$ -Pulver außerdem eine schwerwiegende Nanoleakage auftrat, wurde die Anwendung dieses Präparates vor dem Aufbringen von Bondingmaterialien auf Dentinflächen nicht empfohlen [Frankenberger et al. 2007].

Erfahren Kavitäten im Dentin und auch im Schmelz vor der Applikation eines Glas-ionomerzementes eine Pulverstrahlbehandlung mit nachfolgendem Ätzzvorgang, führt dies zu einem dichteren Verbund als nach der Instrumentierung mit Bürstchen, Bimsmehl und Säure [Cooley und Lubow 1989]. Werden Dentinoberflächen vor der

GIZ-Applikation ausschließlich bestrahlt, erfolgt weiterhin auch eine Steigerung der Verbundstärke, welche jedoch nicht signifikant ist [Kakaboura et al. 1989].

#### 2.1.12 Einsatzbereiche in der Kieferorthopädie

Bei Patienten mit festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen stellt die Bestrahlung mit Natriumhydrogencarbonat die gegenüber konventionellen Methoden effektivste und zeitsparendste Behandlungsmethode für die Entfernung von Plaque und Verfärbungen dar [Gerbo et al. 1993a; Ramaglia et al. 1999]. Im Vergleich zum Verfahren Gummi-  
kelch mit Bimsmehl wird durch die Pulverstrahlbehandlung dabei außerdem ein geringeres gingivales Trauma ausgelöst [Barnes et al. 1990].

Intraorale kieferorthopädische Apparaturen werden durch den Luft-Wasser-Pulverstrahl nicht beschädigt, wohingegen durch herkömmliche Reinigungsmethoden kleinere Defekte auftreten können [Ramaglia et al. 1999]. Bögen und Brackets erfahren durch die Pulverstrahlbehandlung sehr geringe Oberflächenveränderungen. Es tritt hierbei eine Aufrauung der Oberfläche auf, deren Ausmaß materialabhängig ist und durch die Anwendung von Glycin anstatt von  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver noch weiter herabgesetzt werden kann. Zu beachten ist in diesem Zusammenhang eine geringfügige Zunahme der Friktion kieferorthopädischer Drähte nach der Bestrahlung [Wilmes et al. 2009].

Werden Stahlbrackets, welche mit kieferorthopädischen Klebesystemen an Schmelzschliffen angebracht sind, mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver bestrahlt, wird die Verbundfestigkeit zwischen Bracket und Schmelzoberfläche signifikant reduziert. Die Verringerung der Verbundfestigkeit ist dabei abhängig von dem Adhäsivtyp und der Bestrahlungsdauer. Die resultierenden Werte liegen jedoch noch immer in einem Bereich, in welchem ein suffizienter Verbund zwischen den verschiedenen Materialien ohne Einschränkungen gewährleistet ist [Shultz et al. 1993].

In einer aktuellen In-vitro-Studie wurden die Auswirkungen von Pulverstrahlapplikationen auf Glatflächenversiegler untersucht. Diese Kunststoffe kommen in der Kieferorthopädie zum Einsatz, um die Zahnbereiche in der Nähe der Brackets vor Demineralisationen zu schützen. Bereits nach 5-sekündiger Instrumentierung mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver wurde dabei die Versiegelungsschicht ausgedünnt und lückig, nach 10 s resultierte eine fast vollständige Entfernung der Schicht. Die Benutzung von Glycinpulver führte zu

einem geringeren Abtrag des Versieglers, allerdings zeigten sich auch hier kleinere Abrasionen [Engel et al. 2009].

Interessanterweise liegt eine Untersuchung vor, in welcher nach der Pulverstrahlbehandlung keine oder nur geringe Schäden an Befestigungsmaterialien zur Fixierung von Bändern und Brackets auftraten. In dieser In-vitro-Studie wurde ein Düsenanstellwinkel von 90° und Arbeitsabstand von 3-5 mm gewählt. Die wenigen aufgetretenen Materialveränderungen beliefen sich dabei auf eine minimale Entfernung der Kompositmatrix und spurenweise oberflächliche Abtragung des Zementes [Barnes et al. 1990]. Diese Beobachtungen spiegeln allerdings nicht die in der Literatur vorherrschende Meinung wider, nach welcher die Pulverstrahlanwendung auf Komposit- und Zementoberflächen zu einem beträchtlichen Substanzverlust und einer Zunahme der Oberflächenrauheit führt [Barnes et al. 1987; Carr et al. 2002; Cooley et al. 1986; Eliades et al. 1991; Hügelmeyer 1989; Lubow und Cooley 1986; Pelka et al. 2010b; Yap et al. 2005].



## 2.2 Oberflächenevaluierung

### 2.2.1 Quantitative Methoden

#### *Chromatische Abstandsmessung*

Zur Bestimmung von Volumenverlusten, maximalen Defekttiefen und Rauheitsparametern auf Komposit- Dentin- und Schmelzoberflächen nach Anwendung verschiedener Pulverstrahlapplikationen wurde in der vorliegenden Untersuchung ein optisches Verfahren basierend auf chromatischer Aberration benutzt. Folgendes Funktionsprinzip kommt bei dem dazu verwendeten Gerät zum Einsatz: Eine Weißlichtquelle emittiert polychromatisches Licht, welches mit Hilfe eines Messkopfes in unterschiedliche Farben beziehungsweise Wellenlängen aufgeteilt, auf die Prüfkörperoberfläche fokussiert und dort gestreut wird. Ein Miniaturspektrometer ermittelt dann die Farben des gestreuten Lichts und bestimmt die Position des Fokuspunktes und so auch die Vertikalposition auf der Prüfkörperoberfläche. Durch dieses Verfahren ist eine berührungslose und zerstörungsfreie Charakterisierung von Rauheit, Kontur und Topographie unterschiedlicher Oberflächen sowohl in zwei als auch in drei Dimensionen möglich. Die Auswertung erfolgt durch eine spezielle Mess- und Analysesoftware [FRT GmbH 2006, 2011].

Das verwendete Messgerät beinhaltet neben einem Monitor und Rechner mit dazugehöriger Elektronik eine Granitbasis mit dem per Galgenaufbau über einem Messtisch angeordneten chromatischen Sensor. Dieser arbeitet mit einer maximalen Messfrequenz von 1000 Hz. Durch unterschiedliche Sensorköpfe lässt sich weiterhin der vertikale Messbereich von 300 µm bis 25 mm und damit der Arbeitsabstand von 4,5-80,0 mm verändern, wobei die maximale vertikale Auflösung 3-800 nm und die laterale Auflösung 1-14 µm beträgt. Die Probenpositionierung erfolgt per CCD-Kamera [FRT GmbH 2006, 2011].

#### *Profilometrie*

Die Oberflächenanalyse mit einem chromatischen Sensor ist ein relativ neues Verfahren. In vielen älteren Untersuchungen, welche sich ebenfalls mit den Auswirkungen von Pulverstrahlapplikationen auf Zahn- und Kompositoberflächen befassen, kommen daher alternative Messmethoden zum Einsatz. Insbesondere für Rauheitsmessungen wird in diesen Fällen häufig die Profilometrie gewählt, wie beispielsweise bei Arabaci et al. (2007), Carr et al. (2002), Cooley et al. (1986), Gerbo et al. (1993b), Hügelmeier

(1989), Leckel et al. (1989), Leknes und Lie (1991), Lubow und Cooley (1986), Willmann et al. (1980) und Yap et al. (2005).

Die Profilometrie ist ein Verfahren, bei dem Profilunregelmäßigkeiten auf Prüfkörperoberflächen taktil oder berührungslos erfasst werden können. Die ältere mechanische Variante bedient sich des Prinzips des elektrischen Tastschnittverfahrens. Hierbei fährt eine meist kegelförmige Diamantnadel zeilenartig mit konstanter Geschwindigkeit und unter direktem Kontakt mit der Prüfkörperoberfläche dieselbige ab und wird durch eventuell vorhandene Unregelmäßigkeiten ausgelenkt. Diese Bewegungen des Mikrotasters werden dann in ein elektrisches Signal umgewandelt, verstärkt, gefiltert und für die Auswertung aufbereitet [Jung 1998].

Eine Alternative zu den mechanischen Mikrotastern stellt die Laserprofilometrie dar. Bei diesem Verfahren wird die zu untersuchende Oberfläche von einem stark gebündelten, autofokussierten Laserstrahl rasterförmig abgefahren. Dieser Strahl wird reflektiert und der entsprechende Messfleck gleichförmig auf zwei Photodioden abgebildet. Ist das Oberflächenrelief nicht plan, wird der Strahl dann defokussiert, woraufhin die Dioden ungleichmäßig beleuchtet werden. Dies wiederum führt dazu, dass eine spezielle Linse über die Bewegung des Tastarms so nachgeregelt wird, dass der Brennpunkt wieder auf der zu untersuchenden Oberfläche zu liegen kommt. Im Anschluss an diese dynamische Fokussierung wird das analoge in ein digitales Signal umgewandelt und zur Ermittlung der Messwerte weiterverarbeitet. So wird letztendlich eine berührungslose, nicht destruktive und hochauflösende Evaluierung der Oberflächen ermöglicht [Freitag 2002].

### *Lasertriangulation*

Ein Nachteil der beiden genannten Profilometrieverfahren ist die zeilenartige, zweidimensionale Abtastung. Aussagen über die Dreidimensionalität einer Oberfläche können aufgrund dieses Funktionsprinzips nur gemacht werden, wenn viele parallele Tastschnitte angefertigt und entsprechend aufbereitet werden [Pelka et al. 2010b]. Mitte der 1990er Jahre wurde daher mit der Laserprofilometrie nach dem Triangulationsprinzip eine Methode entwickelt, die diesem Umstand Rechnung tragen sollte. Nach diesem Prinzip aufgebaute Systeme besitzen drei Referenzpunkte, nämlich eine fixe Laserdiode, den Messpunkt auf der zu untersuchenden Oberfläche und den projizierten Bildpunkt des Messpunktes auf einer Detektorebene. Durch diesen Aufbau und einen Triangulationswinkel von  $25^\circ$  wird eine dreidimensionale Charakterisierung an Repliken der zu untersuchenden Objekte möglich gemacht [Mehl et al. 1997]. Insbesondere eignet

sich dieses Verfahren gut dazu, die nach einer Pulverstrahlbehandlung vor allem auf Wurzeloberflächen und dentalen Kunststoffen auftretenden Defekte in Form von Volumenverlusten und Defekttiefen adäquat zu quantifizieren [Petersilka et al. 2003a, b].

#### *Weitere Methoden*

Neben den bereits aufgezählten Methoden zur Beschreibung von Substanzverlusten werden in der Fachliteratur über Pulverstrahlanwendungen noch weitere Verfahren genannt. Eine frühe Untersuchung, welche die Auswirkungen einer  $\text{NaHCO}_3$ -Bestrahlung auf Wurzeloberflächen untersuchte, bediente sich beispielsweise der Gewichtsanalyse. Die auf dem Wurzelzement und Dentin aufgetretenen konischen Defekte wurden ausgewachst, die Wachsformen anschließend entfernt und gewogen. Durch diese gravimetrischen Messungen konnten die Auswirkungen einer 5-50 s dauernden Instrumentierung der Wurzeloberflächen miteinander verglichen werden [Galloway und Pashley 1987].

Der Substanzabtrag auf dentalen Werkstoffen durch einen Luft-Wasser-Pulverstrahl kann auch durch eine Radionuklidmessung bestimmt werden. In einer entsprechenden Studie wurden Prüfkörper aus GIZ und Fissurenversiegelungskunststoff durch Neutronenbestrahlung zuerst aktiviert. Vor und nach dem Bestrahlungsvorgang erfolgten dann Messungen des Full-Energy-Peaks des als Radiotracer ausgewählten Natriumisotops  $^{24}\text{Na}$ . Durch dieses Verfahren ließ sich der Substanzverlust der beiden Materialien akkurat und präzise vergleichen [Finke et al. 1999].

Auch mikroskopische Verfahren, im speziellen die konfokale Laser-Scanning-Mikroskopie (engl. confocal scanning laser microscopy, CSLM) können genutzt werden, um Zahnhartsubstanzdefekte darzustellen [Pelka et al. 2010a]. Bei dieser Methode rastert ein scharf fokussierter Laserstrahl die Oberflächen von meist fluoreszierenden Prüfkörpern punkt- oder zeilenweise ab. Die Konfokalität wird dabei durch zwei Lochblenden sichergestellt, welche Streulicht aus fokusfernen Ebenen herausfiltern und so bei den generierten Bildern für eine sehr hohe Auflösung sorgen. Durch virtuelles Übereinanderlegen der Bilder verschiedener Ebenen kann dann ein Objekt für die dreidimensionale Auswertung generiert werden [Field et al. 2010].

#### *Messverfahren im Vergleich*

Es ist zu beachten, dass die taktile gegenüber der optischen Oberflächenabtastung zu abweichenden Ergebnissen führen kann. Eine Untersuchung zu diesem Thema verglich

die Oberflächenrauheitswerte auf Keramik-, Glas- und Metallprüfkörpern nach der Messung mit einem mechanischen Diamant- und einem optischen Lasertaster. Beide Messköpfe wurden an dasselbe Profilometer gekoppelt. Als Ergebnis zeigte sich nur bei den Keramikprüfkörpern und dort auch nur bezogen auf den Parameter  $R_a$  eine signifikante Korrelation der beiden Messsysteme [Whitehead et al. 1999].

In einer weiteren Arbeit wurden drei unterschiedliche Messmethoden für die Quantifizierung von Volumenverlusten und maximalen Defekttiefen auf dentalen Restaurationsmaterialien miteinander verglichen. Die Defekte stammten dabei von einem Verschleißsimulator. Das Testfeld bestand aus einem Profilometriergerät mit mechanischem Taster und zwei nach dem optischen Verfahren arbeitenden Geräten, von denen eines mit einem chromatischen Sensor und eines mit einem Triangulationslaser bestückt war. Da eine volumetrische Quantifizierung der Prüfkörperoberflächen erwünscht war, mussten mit dem Profilometer viele parallele Tastschnitte durchgeführt, die resultierenden zweidimensionalen Bilder per spezieller Software übereinandergelegt und zu einem dreidimensionalen Objekt verrechnet werden. Nach Auswertung der Daten zeigte sich eine hohe Übereinstimmung zwischen den beiden optischen Verfahren. Die mechanische Profilometrie hingegen führte bei allen getesteten Restaurationsmaterialien zu etwas höheren Volumenverlusten und niedrigeren maximalen Defekttiefen. Um dabei die Werte der optischen Systeme mit denen der mechanischen Verfahren vergleichen zu können, mussten diese mit Umrechnungsfaktoren von 0,95 und 1,17 multipliziert werden. Diese Abweichungen hatten jedoch nur minimale Auswirkungen auf die abschließende Platzierung der Materialien. Es trat weiterhin bei allen Verfahren eine sehr hohe Korrelation zwischen den Volumenverlusten und maximalen Defekttiefen auf. In der Schlussfolgerung waren alle drei Sensoren für die Quantifizierung von Substanzabträgen geeignet. Die kürzeste Messzeit wurde von der Lasertriangulation beansprucht, wobei dieses Verfahren durch die notwendige Herstellung von Repliken aus Superhartgips auch zusätzlichen Arbeitsaufwand bedeutete [Heintze et al. 2006].

### *Rauheitskenngrößen*

Oberflächenrauheiten werden durch definierte Parameter charakterisiert. Im Schrifttum wird am häufigsten der arithmetische Mittenrauwert  $R_a$  angegeben, welcher das arithmetische Mittel der absoluten Beträge der Profilabweichungen  $y$  innerhalb der Messstrecke  $l$  darstellt (Abb. 2.1).  $R_a$  ist ein Vertikalparameter, welcher eine Oberfläche nur durch Profilamplituden charakterisiert und Unregelmäßigkeiten in ihren vertikalen

Dimensionen beschreibt. Gleiches gilt für die eher selten angegebene Kenngröße  $R_z$ . Bei der gemittelten Rautiefe  $R_z$  handelt es sich um das arithmetische Mittel aus den Einzelrautiefen  $Z_i$  von fünf äquidistanten aneinandergrenzenden Messstrecken (Abb. 2.2) [Deutsche Normen 1995].

$$R_a = \frac{1}{l} \int_0^l |y(x)| dx$$

**Abb. 2.1 Mittenrauwert  $R_a$**   
(gemäß DIN 4768)

$$R_z = \frac{1}{5} (Z_1 + Z_2 + Z_3 + Z_4 + Z_5)$$

**Abb. 2.2 gemittelte Rautiefe  $R_z$**   
(gemäß DIN 4768)

Rauheiten werden selten auch durch Kenngrößen charakterisiert, welche neben der vertikalen Ausdehnung einer Oberfläche noch weitere Dimensionen beinhalten. Das Profil-längenverhältnis  $LR$  beispielsweise beschreibt das Verhältnis der gestreckten Länge des Oberflächenprofils zur Bezugsstrecke (Abb. 2.3). Die gestreckte Länge ist dabei definiert als die Länge, die sich ergäbe, wenn das innerhalb der Bezugsstrecke liegende Profil zu einer geraden Linie gestreckt würde. Im Falle einer idealen Oberfläche weist das Profillängenverhältnis einen Wert von 1 auf [Deutsche Normen 1996].

$$l_r = \frac{L}{l}$$

**Abb. 2.3 Profillängenverhältnis  $LR$**   
(gemäß DIN 4762)

## 2.2.2 Qualitative Methoden

Das in der Literatur zum Thema Pulverstrahlbehandlung am häufigsten beschriebene Verfahren der qualitativen Oberflächenevaluierung ist die Rasterelektronenmikroskopie. Sie ermöglicht eine umfassende Analyse komplexer Strukturen und damit eine Interpretation der quantitativen Ergebnisse. Der Einsatzbereich ist vielfältig und reicht von der Beurteilung der Oberflächen pulverbestrahlter Zahnhartsubstanzen und Restaurationsmaterialien bis hin zur Bestimmung von erosiven Veränderungen auf Weichgeweben [Barnes et al. 1987; Carr et al. 2002; Cooley et al. 1988a; Cooley et al. 1988b; de

Boever und Vande Velde 1985; Eliades et al. 1991; Hügelmeier 1989; Johnson et al. 2004; Kontturi-Narhi et al. 1989; Newman et al. 1985; Pelka et al. 2010b; Reel et al. 1989; Vermilyea et al. 1994; Yap et al. 2005]. So treten beispielsweise auf Komposit- und GIZ-Oberflächen, die mit einem Luft-Wasser-Pulverstrahl instrumentiert wurden, in der Mehrheit der Fälle eine abradierte Matrix mit exponierten Füllkörpern, Kraterbildungen und Aufrauungen zu Tage [Cooley et al. 1988a; Eliades et al. 1991; Hügelmeier 1989; Johnson et al. 2004; Pelka et al. 2010b; Reel et al. 1989]. Bei bestrahlten metallischen und keramischen Restaurationen erlaubt die Rasterelektronenmikroskopie die Betrachtung von strukturellen Veränderungen, Mattierungen oder Rissbildungen [Barnes et al. 1987; Cooley et al. 1988b; de Boever und Vande Velde 1985; Eliades et al. 1991; Johnson et al. 2004]. Auf instrumentierten Dentinoberflächen wiederum kann die mikrotopografische Struktur des Hartmaterials adäquat analysiert werden, es zeigen sich dabei in der Regel Kraterbildungen, partiell obliterierte Tubuli und Aufrauungen [Atkinson et al. 1984; de Boever und Vande Velde 1985; Galloway und Pashley 1987; Hügelmeier 1989; Newman et al. 1985].

Ein REM funktioniert nach dem Prinzip, dass ein feingebündelter Elektronenstrahl im Hochvakuum rasterartig über einen Prüfkörper geführt wird und mit diesem Wechselwirkungen eingeht, was letztlich zur Bilderzeugung führt. Dadurch können vielfältige Informationen über die Oberflächentopografie und -beschaffenheit des Objektes erlangt werden. In den resultierenden REM-Bildern befinden sich nahezu alle Objektanteile in der Fokusebene und es wird eine sehr hohe Schärfentiefe erreicht. Um Aufladungseffekten vorzubeugen, müssen die Prüfkörper mit einem elektrisch leitenden Material bedeckt werden. In der Regel wird hierzu eine Goldbeschichtung gewählt, welche allerdings auf den Oberflächen der zu untersuchenden Objekte irreversible Änderungen hervorruft [Field et al. 2010].

Im Schrifttum finden sich noch weitere Methoden der qualitativen Evaluierung pulverstrahlbehandelter Oberflächen. Es sind dies die Licht- beziehungsweise Stereomikroskopie und die visuelle Betrachtung. Beide Verfahren kommen jedoch im Vergleich mit der Rasterelektronenmikroskopie eher selten zum Einsatz und werden dann auch häufig nur ergänzend zu dieser durchgeführt [Arabaci et al. 2007; Atkinson et al. 1984; Boyde 1984; Cooley et al. 1988b; Homiak et al. 1992; Kakaboura et al. 1989; Newman et al. 1985; Petersilka et al. 2008; Willmann et al. 1980].

## **3 Material und Methoden**

### **3.1 Verwendetes Komposit**

In der vorliegenden Studie kam ein universelles Submikrometerhybridkomposit (Venus, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) in der Schmelzfarbe A2 (Charge 010313) zum Einsatz. Das Komposit lag in Drehspritzenformen zu je 4 g vor. Die Monomermatrix dieses Materials basiert auf Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA) und Triethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA). Als Füllstoffe werden Barium-Aluminium-Fluorid-Glas mit einer durchschnittlichen und maximalen Partikelgröße von 0,7  $\mu\text{m}$  und  $< 2 \mu\text{m}$  sowie hoch disperses Siliziumdioxid mit einer durchschnittlichen Partikelgröße von 0,04  $\mu\text{m}$  verwendet. Der Füllstoffgehalt beträgt 61 Vol.% beziehungsweise 78 Gew.% und der Aluminiumgleichwert liegt bei 200%. Weiterhin enthalten sind der Fotoinitiator Campherchinon und Co-Initiatoren.

### **3.2 Prüfkörperherstellung**

#### **3.2.1 Komposit**

Das Hybridkomposit wurde mit Hilfe der Drehspritze in eine quaderförmige Hohlform aus Aluminium der Größe 50 x 5 x 2 mm (L x B x H) gedrückt und die Oberfläche mit einem Matrizenstreifen aus Kunststoff (Frasaco GmbH, Tett nang) abgedeckt. Mit einem Glasobjektträger (Menzel-Gläser, Braunschweig) wurde Druck ausgeübt und anschließend überschüssiges Material entfernt. Die Polymerisation erfolgte mit einer LED-Lampe (Demi, Kerr Sybron Dental Specialties Inc., Bioggio, Schweiz), wobei mit einem Radiometer (Model 100, Demetron Research Corp, Danbury, CT, USA) eine Ausgangsleistung von  $> 600 \text{ mW} / \text{cm}^2$  sichergestellt wurde. Der Kompositquader wurde zuerst an der Oberseite, dann an der Unterseite segmentweise 20 s polymerisiert. Im Anschluss wurde er mit einer Trennscheibe in 5 mm lange Blöcke geschnitten, so dass Prüfkörper mit einer Grundfläche von 5 x 5 mm und einer Dicke von 2 mm entstanden. Der gesamte Vorgang wurde fünfmal wiederholt, bis insgesamt 50 Prüfkörper hergestellt waren.

Um die Sauerstoffinhibitionsschicht zu entfernen und um eine möglichst plane Oberfläche zu erhalten erfuhren die Kompositprüfkörper eine Oberflächenbearbeitung. Hierfür wurden die Quader zuerst mit Hilfe eines lichthärtenden Kunststoffklebers (Technovit 7230 VLC, Kulzer, Wehrheim) auf Plexiglasobjektträger (Glas Kontor, Gießen) geklebt. Danach erfolgte die Oberflächenbearbeitung mit einem maschinellen Polierrotor (Exakt Mikroschleifsystem, Exakt Apparatebau, Norderstedt). Die Grobpolitur wurde mit einer Sandpapierscheibe der Körnung 14  $\mu\text{m}$  (Leco Instrumente GmbH, Kirchheim bei München) mit 400 g Auflagegewicht so lange durchgeführt, bis bei den Kompositblöckchen ein Substanzabtrag von jeweils ca. 250  $\mu\text{m}$  erreicht war. Im Anschluss erfolgte eine 20-sekündige Feinpolitur mit einer Sandpapierscheibe der Körnung 3  $\mu\text{m}$  (Bühler GmbH, Düsseldorf) mit 200 g Auflagegewicht.

Um durch Fehler im Herstellungsprozess verursachte Oberflächenunregelmäßigkeiten auszuschließen, wurden die Prüfkörper unter einem Stereomikroskop mit Illuminator (SMZ-2T, Nikon, Japan; Volpi intralux 5000, Schlieren, Schweiz) untersucht. Schadhafte Modelle wurden verworfen und neu hergestellt und poliert. Die anschließende Lagerung fand für die Dauer von 24 Stunden in einem Hygrophor bei Zimmertemperatur statt, danach im Kühlschrank.

### 3.2.2 Schmelz

Die Schmelzprüfkörper entstammten humanen extrahierten oder osteotomierten Weisheitszähnen. Im Zeitraum unmittelbar nach der chirurgischen Entfernung bis zur Weiterverarbeitung wurden diese in 0,1%iger Thymollösung (Thymol-Pulver, Fluka Chemie AG, Buchs, Schweiz) aufbewahrt. Nach der Entfernung von teilweise anhaftendem Weichgewebs- und Blutdebris wurden die Zähne auf Oberflächenunregelmäßigkeiten und kariöse Defekte untersucht und nicht geeignete Exemplare aussortiert. Die intakten Zähne wurden dann mit der Okklusalfäche mit Hilfe des lichthärtenden Kunststoffklebers auf Plexiglasobjektträger geklebt. Mit einer wassergekühlten, diamantierten Bandsäge (Exakt Trennschleifsystem 300 CL mit Trennband 0,2/D64 und Parallelführung 300 CP, Exakt Apparatebau, Norderstedt) erfolgte die Absetzung der Wurzeln im Bereich der Schmelz-Zement-Grenze von der Krone. Dies fand bei einer mittleren Sägeschwindigkeit und mit einer Schlittenbelastung von 150 g statt. Die so gewonnenen Zahnkronen wurden von dem Objektträger entfernt und auf den



Glattflächen in der Weise neu aufgeklebt, dass mit der Säge an Bukkal-, Oral- und Approximalflächen jeweils ca. 1,5 mm dicke Schmelzscheibchen abgeschnitten werden konnten. Nachdem diese erneut auf Plexiglasobjektträger aufgeklebt worden waren erfolgte eine Oberflächenbearbeitung mit dem Polierrotor. Grob- und Feinpolitur entsprachen dem Vorgehen bei den Kompositprüfkörpern, lediglich der Substanzabtrag war mit ca. 500 µm etwas höher als dort.

Bei Vorversuchen mit den so gewonnenen Schmelzschliffen wurde beobachtet, dass durch die Air-Flow-Behandlungen Defekttiefen und Volumenverluste in derart niedrigen Bereichen auftraten, dass eine quantitative Evaluierung dieser Parameter nicht adäquat durchzuführen war. Es erschien daher sinnvoll, im Rahmen der Hauptversuche ausschließlich Rauheitsmessungen an den Schmelzprüfkörpern durchzuführen. Da die Versuchsbedingungen weitestgehend dem klinischen Alltag entsprechen sollten, wurden für dieses Vorhaben keine Schliffpräparate, sondern Schmelzprüfkörper mit nativen Oberflächen verwendet. Diese wurden wieder mit Hilfe des Trennschleifsystems hergestellt, eine Oberflächenbearbeitung mit dem Polierrotor blieb aus dem genannten Grund jedoch aus. Stattdessen schloss sich nach Reinigung der nativen Schmelzoberflächen mit Zahnbürste und 70%igem Ethanol die selektive Entfernung der Pellikel an. Hierfür wurden alle Prüfkörper zuerst mit zwei angefeuchteten, dann mit zwei trockenen Kunststoffschwämmchen (Pele Tim, Voco GmbH, Cuxhaven) gründlich abgerieben. Es folgte die sorgfältige Untersuchung im Stereomikroskop auf Unregelmäßigkeiten und Spuren der chirurgischen Entfernung und die Aussortierung mangelhafter Exemplare. Danach wurden mit einem Filzstift (Permanentmarker 8400, edding International GmbH, Ahrensburg) Markierungen für die Lokalisation der späteren Pulverstrahlinstrumentierungen und Rauheitsmessungen angebracht. Die 50 auf diese Weise hergestellten Schmelzprüfkörper wurden anschließend unter den gleichen Bedingungen wie die Kompositprüfkörper gelagert.

### 3.2.3 Dentin

Die insgesamt 50 Dentinprüfkörper wurden im Zuge des Herstellungsprozesses der Schmelzprüfkörper gewonnen. Nachdem an den Bukkal-, Oral- und Approximalflächen der Zahnkronen bereits die Schmelzkuppen abgesägt worden waren, erfolgte hierfür zusätzlich die Absetzung von ca. 1 mm dicken Dentinscheibchen. Diese wurden auf

Plexiglasobjektträger aufgeklebt und in Analogie zu der Oberflächenbearbeitung der Kompositblöckchen mit Hilfe des Polierrotors maschinell geglättet. Wie alle anderen Prüfkörper verblieben auch die Dentinschliffpräparate im Folgenden 24 Stunden bei Zimmertemperatur in einem Hygrophor und nach dieser Zeit im Kühlschrank.

### 3.3 Pulverstrahlapplikation

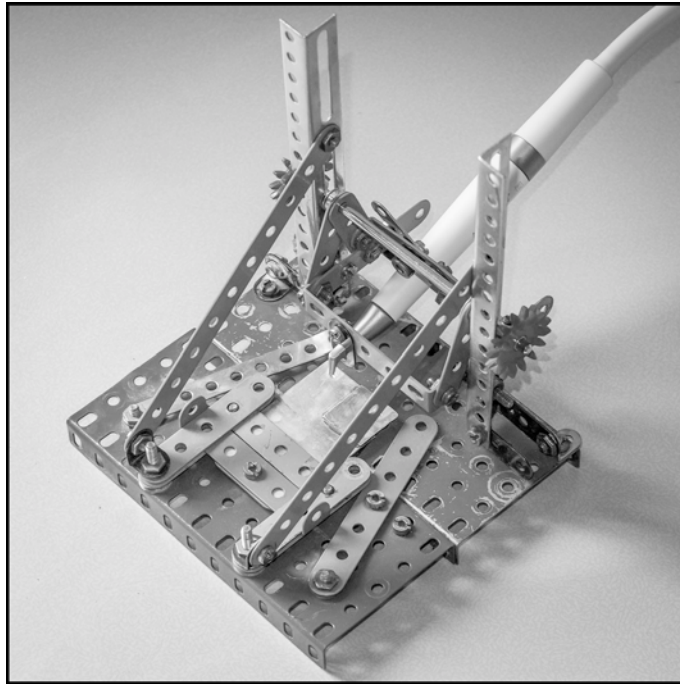
Das PWS (Air Flow Master mit Air-Flow und Perio-Flow Pulverkammern, EMS GmbH, München; Abb. 3.1) wurde nach Herstellerangaben angeschlossen und in Betrieb genommen. Für alle Versuchsreihen wurden mittlere Pulver- und Wasserdurchsätze gewählt. Dies entsprach auf den berührungssensitiven Anzeigefeldern des PWS neun Leuchtpunkten bei den Pulver- und sechs Leuchtpunkten bei den Wassereinstellungen. Um Druckschwankungen vorzubeugen kam ein externer Kompressor (EMS GmbH, München; Abb. 3.1) zum Einsatz, der konstant 5,5 bar Druck lieferte.



**Abb. 3.1 Experimenteller Stativaufbau, Pulver-Wasser-Strahlgerät mit Pulverkammern und angeschlossenem Air-Flow-Handstück, externer Kompressor.**

Die Oberflächen aller Prüfkörper sollten unter standardisierten und reproduzierbaren Bedingungen instrumentiert werden. Hierfür wurde die Pulverstrahldüse mit Hilfe eines adjustierbaren Stativs fixiert, welches einen Abstand von 4 mm von der Pulverstrahldüse zu der Prüfkörperoberfläche und einen Bestrahlungswinkel von 90° sicherstellte

(Abb. 3.2). Aufgrund eines möglichen ungleichmäßigen Pulverausstoßes zu Beginn der Bestrahlung war eine Aluminiumblende unterhalb der Düse angebracht. Diese wurde während eines jeden Bestrahlungsvorganges erst geöffnet, nachdem der Luft-Wasser-Pulverstrahl schon einige Sekunden ausgetreten war. Die Blende garantierte weiterhin eine exakte Einhaltung der Instrumentierungszeit von 5 s.



**Abb. 3.2 Experimenteller Stativaufbau mit Aluminiumblende und Air-Flow-Handstück.**

In der vorliegenden Studie wurden die Auswirkungen von fünf Air-Flow-Pulvern auf die Oberflächen der drei Substrate Komposit, Dentin und Schmelz untersucht. Zwei Pulver basierten auf Natriumhydrogencarbonat, zwei auf Glycin und eines auf Erythritol (Tabelle 3.1). Mit jeder der fünf Pulverstrahlapplikationen erfolgte die Instrumentierung von  $n = 10$  Prüfkörpern pro Gruppe, dies entsprach bei 50 Prüfkörpern pro Gruppe insgesamt 150 Bestrahlungsvorgängen. Um Gewöhnungseffekten vorzubeugen erfolgte die Instrumentierung der Oberflächen randomisiert nach Pulvern. Das entsprechende Protokoll darüber befindet sich im Anhang. Nach jedem Bestrahlungsvorgang wurden die Pulverkammern bis zur maximalen Füllhöhe neu aufgefüllt, die Schlauchsysteme von Pulver- und Wasserrückständen automatisiert gereinigt und die Prüfkörperoberflächen unter fließendem Wasser von Pulverrückständen befreit.

**Tabelle 3.1 Verwendete Air-Flow-Pulver und deren Charakteristika.**

| Kürzel | Produkt                        | Hersteller                              | Charge  | Bestandteile                                                     | Korngröße (d50) | Pulver-kammer | Anwendung     |
|--------|--------------------------------|-----------------------------------------|---------|------------------------------------------------------------------|-----------------|---------------|---------------|
| P1     | Air Flow Pulver Classic (Mint) | EMS GmbH, München                       | 0910302 | NaHCO <sub>3</sub> , nat. Aromastoffe, Süßstoff, Antiklumpmittel | 60-65 µm*       | Air-Flow      | supragingival |
| P2     | Air Flow Pulver Soft           | EMS GmbH, München                       | 0909281 | Glycin, Antiklumpmittel                                          | 60-65 µm*       | Air-Flow      | supragingival |
| P3     | Air Flow Pulver Perio          | EMS GmbH, München                       | 0910201 | Glycin, Antiklumpmittel                                          | 18-20 µm*       | Perio-Flow    | subgingival   |
| P4     | Natrium-bikarbonat Typ SF2     | Dr. Wittmann GmbH & Co. KG, Zwingenberg | 1007222 | NaHCO <sub>3</sub> , Antiklumpmittel                             | 12-14 µm*       | Air-Flow      | supragingival |
| P5     | Erythritol Typ P1              | Dr. Wittmann GmbH & Co. KG, Zwingenberg | 1007221 | Meso-Erythritol, Antiklumpmittel                                 | 12-15 µm*       | Perio-Flow    | subgingival   |

\* Wittmann 2010

### 3.4 Quantitative Oberflächenevaluierung

#### 3.4.1 Messsystem und Einstellungen

Alle Oberflächenanalysen wurden mit einem optischen 3D-Messsystem mit chromatischem Weißlichtsensor (MicroProf Messsystem Gerätenummer MPR 1235, Acquire Messsoftware Version 1.42, Mark III Analysesoftware Version 3.9; FRT Fries Research & Technology GmbH, Bergisch Gladbach; Abb. 3.3) durchgeführt. Details zu diesem Verfahren und dem Gerät finden sich in Kapitel 2.2.1. Vor jedem Messvorgang wurden eine Dunkelkorrektur des Sensors und eine Referenzfahrt des Messtisches durchgeführt. Alle Messungen fanden im 3D-Modus mit dem Sensorkopf H 0 mit einem vertikalen Messbereich von 320 µm und einer Messrate von 1000 Hz statt. Vor jedem Messvorgang wurden alle Prüfkörper mit 70%igem Ethanol gesäubert, mit Wasser abgesprüht und trocken gepüst. Evaluiert wurden der Volumenverlust, die maximale Defekttiefe und die flächenbezogenen Rauheitsparameter sR<sub>a</sub>, sR<sub>z</sub> und sLR.

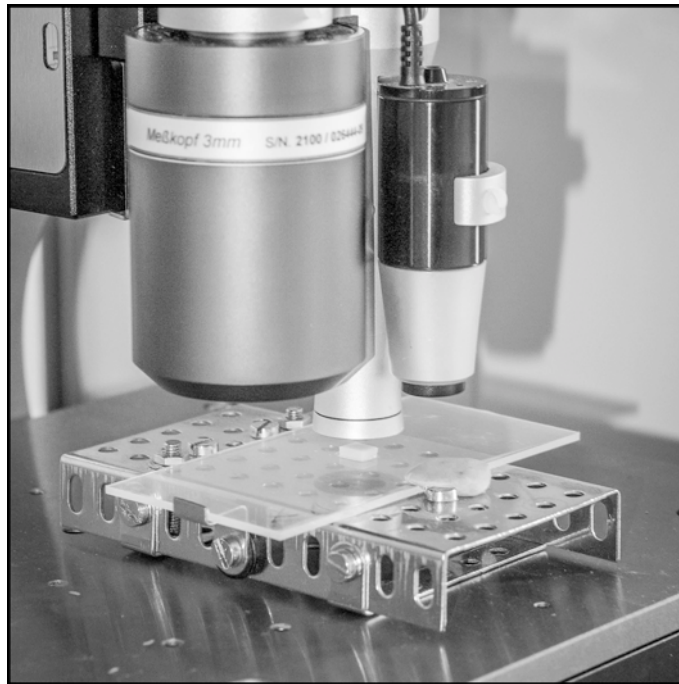


**Abb. 3.3** Optisches Oberflächenmesssystem bestehend aus Granitbasis, Messtisch, Galgenaufbau, chromatischen Weißlichtsensoren und Steuersystem.

### 3.4.2 Messung des Volumenverlusts

#### *Generelles Vorgehen*

Um den Volumenverlust nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen bei den Komposit- und Dentinprüfkörpern und bei den Schmelzprüfkörpern für die Vorversuche adäquat darzustellen, mussten Baseline-Messungen durchgeführt werden. Dies bedeutete, dass zuerst auf den noch nicht instrumentierten Prüfkörperoberflächen exakt die Areale vermessen werden mussten, auf welche später der Luft-Wasser-Pulverstrahl auftreffen sollte. Hierfür wurden Markierungen an den Außenseiten der Prüfkörper angebracht. Nach der Pulverstrahlbehandlung erfolgte dann die erneute Vermessung. Eine eigens angefertigte Apparatur stellte dabei sicher, dass die Objektträger mit aufgeklebten Prüfkörpern in nur einer reproduzierbaren Position auf dem Messtisch verankert werden konnten (Abb. 3.4).



**Abb. 3.4**    **Apparatur zur korrekten Positionierung der Komposit- und Dentinprüfkörper.**

#### *Softwareeinstellungen*

Für den eigentlichen Analysevorgang wurde in der Messsoftware die Größe des Messfeldes auf 2 x 2 mm festgelegt. Die Auflösung betrug 200 Punkte pro Linie mit 200 Linien in x- und y-Richtung. Dies ergab Messpunkte im Abstand von jeweils 10,05 µm. Nachdem auf diese Weise für jeden Prüfkörper ein 3D-Objekt vor und eines nach Pulverstrahlanwendung vorlag, wurden diese übereinander projiziert. Per Subtraktion erfolgte dann die Evaluierung des genauen Volumenverlustes, wobei jeweils ein Schwellenwert von 0 festgelegt wurde.

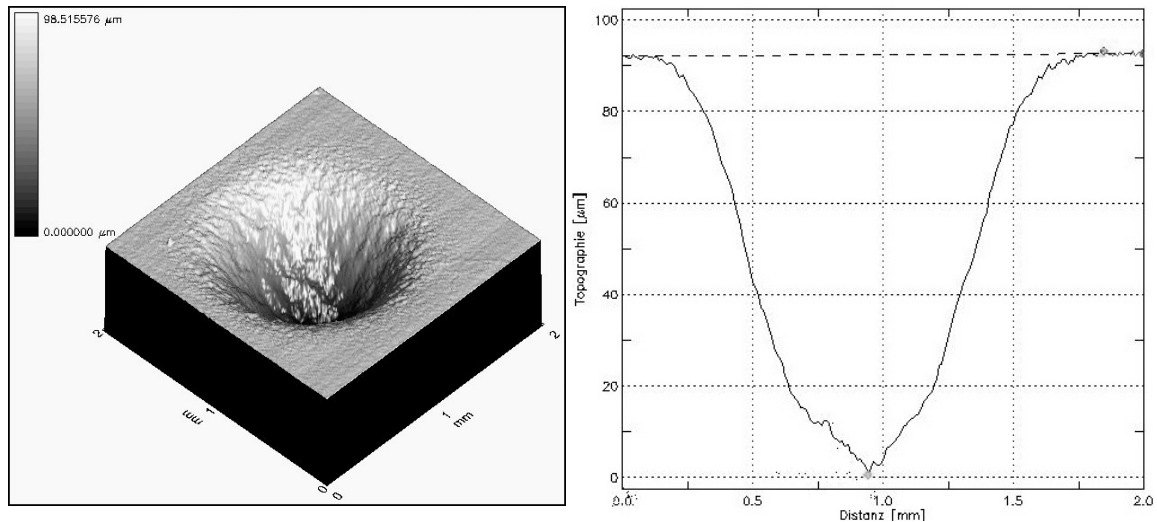
#### *Reproduzierbarkeit*

Für die Baseline-Messungen mussten sich die Prüfkörper bei den Messvorgängen jeweils vor und nach der Bestrahlung an einer identischen Position des Messtisches befinden, was mit Hilfe des bereits beschriebenen Prüfkörperhalters nur in einem gewissen Rahmen sichergestellt werden konnte. Zur genauen Bestimmung der Zuverlässigkeit dieser Positionierung wurde ein Dentinprüfkörper mit deutlichem Pulverstrahldefekt zehnmal auf dem Messtisch verankert, vermessen, ausgewertet, abgenommen und erneut verankert. Die Einstellungen des 3D-Scans entsprachen denen der Baseline-Messungen. Um eventuelle Veränderungen durch eine abweichende Positionierung darzustellen, wurde bei jeder Auswertung eine Profilgerade durch das

darzustellen, wurde bei jeder Auswertung eine Profilgerade durch das bestrahlte Areal auf eine definierte Stelle der Oberfläche gelegt und die Stufentiefe an der jeweils identischen Position gemessen. Nach den zehn Messvorgängen wurde ein Wert von  $63,979 \pm 1,288 \mu\text{m}$  ( $\text{MW} \pm \text{SA}$ ) ermittelt, wobei die Standardabweichung das Maß für die Genauigkeit der wiederholten manuellen Prüfkörperpositionierung darstellte. Basierend auf dieser Erkenntnis erfolgte in den Hauptversuchsreihen im Zuge der Überlagerung der 3D-Objekte eine softwareseitige Korrektur von gegebenenfalls voneinander abweichenden Prüfkörperpositionen auf dem Messtisch.

### 3.4.3 Messung der maximalen Defekttiefe

Die maximale Defekttiefe, als Vertikalverlust dem Volumenverlust gegenübergestellt, bezeichnet den tiefsten Punkt innerhalb des durch die Pulverstrahlinstrumentierung hervorgerufenen kraterförmigen Defektes. Zur Bestimmung der Stufenhöhe zwischen dieser Stelle und der Oberfläche wurde der Prüfkörper in der Analysesoftware im Profil dargestellt. Dieses Profil wurde so lange angepasst, bis anhand der z-Skala sichergestellt werden konnte, dass es den tiefsten Punkt mit einschloss. Anschließend wurde die Prüfkörperoberfläche waagerecht ausgerichtet und die z-Achse entsprechend angepasst. Die Stufenhöhe und damit die maximale Defekttiefe konnte dann mit einer Drei-Punkt-Messung bestimmt werden. Zwei Messpunkte kamen dabei auf der Oberfläche außerhalb des instrumentierten Areals zu liegen und ein Messpunkt wurde an der tiefsten Stelle der bestrahlten Fläche platziert (Abb. 3.5).



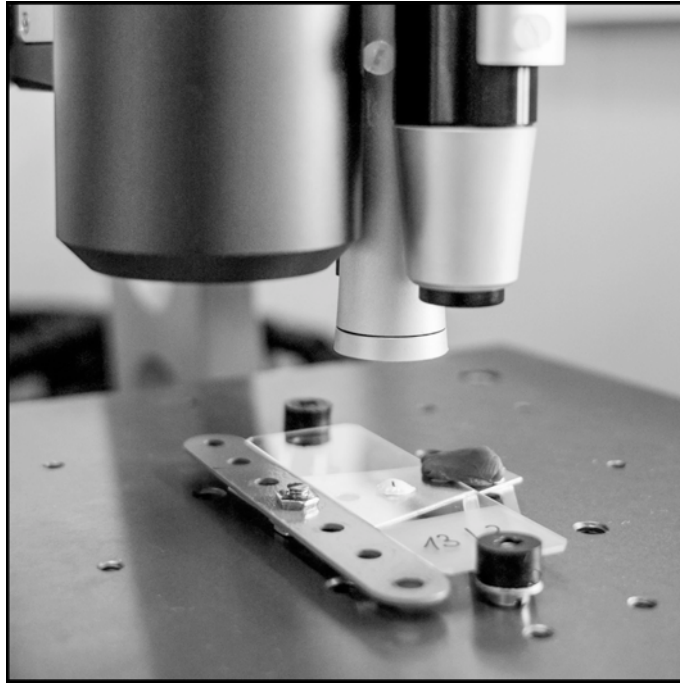
**Abb. 3.5 Dentinprüfkörper mit Pulverstrahldefekt: dreidimensionale Darstellung inklusive z-Skala (links), Profilansicht zur Ermittlung der maximalen Defekttiefe (rechts).**

#### 3.4.4 Messung der Oberflächenrauheit

##### *Generelles Vorgehen*

Um die Rauheitsparameter auf den Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen zu bestimmen, wurden bei diesen Prüfkörpern jeweils die Bereiche vermessen und ausgewertet, welche sich in der Mitte der kraterförmigen Defekte befanden. Bei den Schmelzprüfkörpern waren durch die Bestrahlungen in Vorversuchen nur minimale Substanzverluste aufgetreten, was die Lokalisierung dieser instrumentierten Bereiche für die Evaluierung der Rauheitsparameter erschwerte. Die Pulverstrahlinstrumentierung während der eigentlichen Versuchsreihen erfolgte daher nur auf Schmelzarealen, welche bereits zuvor markiert worden und auf diese Weise für die späteren Vermessungsvorgänge wieder leicht auffindbar waren. Weiterhin wurden bei den Schmelzprüfkörpern im Gegensatz zu den Komposit- und Dentinprüfkörpern Rauheitsmessungen vor und nach jedem Bestrahlungsvorgang durchgeführt. Eine im Messtisch verankerte Apparatur stellte dabei ähnlich wie bei den Baseline-Messungen sicher, dass durch beide Scans das jeweils identische Schmelzareal erfasst wurde (Abb. 3.6).





**Abb. 3.6**    **Apparatur zur korrekten Positionierung der Schmelzprüfkörper.**

#### *Softwareeinstellungen und Auswerteparameter*

Aus messtechnischen Gründen erfordern Rauheitsbestimmungen eine Vor- und eine Nachlaufstrecke. Bei einer Größe des Vermessungsfeldes von  $1 \times 1 \text{ mm}$  betrugen diese Strecken jeweils  $L_c = 0,143 \text{ mm}$  und somit ergab sich eine effektive Messfläche von  $0,714 \times 0,714 \text{ mm}$ . Da für die exakte Darstellung der Rauheiten eine hohe Auflösung erforderlich war, wurden in der Messsoftware für alle Prüfkörper 200 Linien in x- und y-Richtung und 500 Punkte pro Linie gewählt. Dies ergab Messpunkte im Abstand von  $2,004 \text{ }\mu\text{m}$ .

Nachdem so für jeden Prüfkörper ein beziehungsweise zwei 3D-Bilder entstanden waren, konnten die Rauheitskenngrößen mit der Analysesoftware berechnet werden. Es fand hierbei eine flächenbezogene Auswertung der Oberflächen statt. Da die Rauheitsparameter aber ursprünglich für das zweidimensionale Tastschnittverfahren definiert wurden, bekamen sie von der Software die Abkürzung „s“ (engl. surface) vorangestellt. Bestimmt wurden  $sR_a$ ,  $sR_z$  und  $sLR$ .

### *Referenzwerte Schmelz und Dentin*

Um die ermittelten Rauheitsparameter der pulverstrahlinstrumentierten Komposit-, Dentin- und Schmelzoberflächen einschätzen zu können, mussten diese mit entsprechenden Referenzwerten nicht bestrahlter Oberflächen verglichen werden. Die Rauheitskenngrößen für Zahnschmelz konnten dabei durch die Vermessung der unbestrahlten Schmelzprüfkörper gewonnen werden. Für die Evaluierung von Referenzrauheitswerten von Dentin- und Kompositoberflächen war es jedoch nötig, entsprechende Prüfkörper herzustellen und zu vermessen.

Für die Dentinoberflächen wurden als Referenzwerte die Rauheitsparameter klinisch exponierter, zementfreier Wurzeloberflächen festgelegt. Um diese bestimmen zu können, wurden zuerst zehn Zähne mit freiliegendem Wurzeldentin gesammelt. Diese Zähne, die in der Regel aufgrund von parodontalen Problemen extrahiert worden waren, wurden in 0,1%iger Thymollösung gelagert. Nach der Säuberung der Dentinoberflächen mit 70%igem Ethanol erfolgte die Pellikelentfernung mit Kunststoffschwämmchen. Im Anschluss daran wurden mit Hilfe des Trennschleifsystems zehn Prüfkörper hergestellt und die zu analysierenden Areale markiert. Nach deren Vermessung mit Hilfe des 3D-Messsystems wurden dann die Rauheitsparameter erhoben und ausgewertet. Die Einstellungen entsprachen denen der Rauheitsmessungen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen.

### *Referenzwerte Komposit*

Bei Kompositen gilt die Politur mit einem scheibenförmigen Pop-On Finier- und Poliersystem (Sof-Lex Scheiben, 3M Espe AG, Seefeld) als klinisch akzeptierter Standard. Es erschien daher naheliegend, Rauheitswerte von mit dieser Methode bearbeiteten Hybridkompositoberflächen als Referenz für die bestrahlten Kompositprüfkörper festzulegen. Das Poliersystem besteht aus einer Abfolge von mit Aluminiumoxidpartikeln bestückten Scheiben, welche in zwei Durchmessern und vier Körnungen erhältlich sind (Tabelle 3.2). Zur Anwendung werden die Disks auf ein Mandrell aufgesteckt und dieses in ein Winkelstück eingespannt. Die eigentliche Politur erfolgt dann mit Scheiben aller vier Körnungen von grob bis superfein.

Für die Ermittlung der Rauheitsreferenzwerte wurden in der vorliegenden Untersuchung zuerst zehn Prüfkörper aus Hybridkomposit hergestellt, der Herstellungsprozess entsprach dem der zu bestrahlenden Kompositprüfkörper. Anschließend erfolgte eine manuelle Oberflächenbearbeitung mit im Durchmesser 12,7 mm messenden

Aluminiumoxidscheiben der Körnungen grob bis superfein. Die Instrumentierung wurde ohne Wasserkühlung durchgeführt. Ein Laser-Drehzahlmesser (Voltcraft DT-10L, Conrad Electronic SE, Hirschau) stellte für das verwendete Winkelstück (INTRA matic Lux 2 20LN, KaVo Dentale Medizinische Instrumente, Biberach) eine Umdrehungszahl von 5000/min sicher. Die Polierzeit betrug 20 s pro Scheibe und für jeden Prüfkörper kamen vier neue Scheiben zum Einsatz. Anschließend wurden die Oberflächen vermessen und die Rauheitsparameter erhoben. Die hierfür gewählten Einstellungen entsprachen denen der Rauheitsmessungen der bestrahlten Prüfkörperoberflächen.

**Tabelle 3.2 Sof-Lex Pop-On Finier- und Poliersystem.**

| Artikelnummer | Körnung   | Partikelgröße       | Farbe      | Charge  |
|---------------|-----------|---------------------|------------|---------|
| 1982 C        | grob      | 100 $\mu\text{m}^*$ | schwarz    | P090106 |
| 1982 M        | mittel    | 29 $\mu\text{m}^*$  | dunkelblau | N110376 |
| 1982 F        | fein      | 14 $\mu\text{m}^*$  | blau       | P080827 |
| 1982 SF       | superfein | 5 $\mu\text{m}^*$   | hellblau   | N132053 |

**\* Jung 1998**

### 3.4.5 Austrocknung des Dentins

Dentin besteht zu ca. 10 Gew.% aus Wasser. Es musste daher vor der Durchführung der eigentlichen Testreihen untersucht werden, ob und in welchem Umfang sich die Dentinprüfkörper während der bis zu 25 Minuten dauernden Messvorgänge durch Austrocknung veränderten. Hierfür wurde bei einem Dentinprüfkörper mit deutlichem Pulverstrahldefekt elfmal im Abstand von jeweils fünf Minuten die maximale Defekttiefe bestimmt. Die Einstellungen in der Messsoftware entsprachen dabei denen der Baseline-Messungen und die Auswertung in der Analysesoftware war identisch mit der der Reproduzierbarkeitsmessungen. Der erste Messvorgang erfolgte in der Weise, dass alle Seitenflächen des Dentinprüfkörpers von feuchten Zellstofftüchern umgeben waren. Er ergab eine Defekttiefe von 61,895  $\mu\text{m}$ . Ab dem zweiten Messvorgang wurden die Zellstofftücher dann entfernt. Die auf diese Weise austrocknende Dentinoberfläche wies eine maximale Defekttiefe von  $61,710 \pm 0,551 \mu\text{m}$  (MW  $\pm$  SA) auf. Gegenüber dem Wert des feucht gehaltenen Prüfkörpers entsprach dies einer sehr geringen Differenz von  $0,75 \pm 0,52\%$  (MW  $\pm$  SA), weshalb auf eine Befeuchtung der Dentinoberflächen während der späteren Rauheitsmessungen verzichtet werden konnte.

### **3.5 Qualitative Oberflächenevaluierung**

#### **3.5.1 Auswahl der Prüfkörper**

Von den jeweils zehn Komposit-, Dentin- und Schmelzprüfkörpern, die pro Bearbeitungsverfahren zur Verfügung standen, wurden nach dem Zufallsprinzip drei ausgewählt und rasterelektronenmikroskopisch untersucht. Zum Erhalt von Referenzbildern dienten jeweils drei Exemplare der nativen Schmelz-, exponierten Dentin- und polierten Kompositprüfkörper. Es wurden somit insgesamt 45 instrumentierte und neun nicht instrumentierte Prüfkörperoberflächen einer qualitativen Beurteilung im REM unterzogen.

#### **3.5.2 Vorbereitung der Prüfkörper**

Da die Bilderzeugung der Rasterelektronenmikroskopie im Hochvakuum stattfand, musste die Vakuumstabilität aller Prüfkörper sichergestellt werden. Bei den Kompositprüfkörpern waren keine Strukturdefekte durch Wasserentzug zu erwarten. Aufgrund des hohen Wasseranteils in den Dentin- und Schmelzprüfkörpern wurden diese hingegen der Kritischen-Punkt-Trocknung unterworfen. Dafür wurde zuerst das im Zahnhartgewebe enthaltende Wasser im Laufe einer Konzentrationsreihe mit 60-, 70-, 80-, 90-, 95- und 100%igem Aceton substituiert. Anschließend erfolgte in einer Druckkammer (Balzers CPD 030 Critical Point Dryer, BAL-TEC AG, Balzers, Liechtenstein) der Austausch des Acetons gegen flüssiges CO<sub>2</sub>. Temperatur und Druck wurden dann auf Werte oberhalb des kritischen Punktes angehoben, so dass die Dichte des gasförmigen der des flüssigen Mediums entsprach. Auf diese Weise konnten die Prüfkörper ohne die Gefahr von Oberflächenspannungen und somit Strukturdefekten jenseits der Phasengrenze getrocknet werden.

Alle für die Rasterelektronenmikroskopie ausgewählten Prüfkörper wurden anschließend mit beidseitig klebenden, elektrisch leitenden Folienscheiben (Leit-Tabs, Plano GmbH, Wetzlar) auf metallische Probenhalter geklebt. Zur Entfernung von Verunreinigungen wurden die Kompositprüfkörper mit Ethanol gesäubert, mit einem Wasserstrahl abgesprüht und im Luftstrom getrocknet.

Um Aufladungseffekten im REM vorzubeugen, mussten die Prüfkörperoberflächen

anschließend leitfähig gemacht werden. Hierfür wurde mit einem speziellen Gerät (SCD 040, Balzers, Liechtenstein) feiner Goldstaub aufgedampft („sputter-coating“). Folgende Einstellungen wurden hierbei gewählt:

- Druck Vakuum 0,01 mbar
- Stromstärke 25 mA
- Dauer 45 s
- dreimaliges Fluten der Kammer mit Argon
- Druck Argon 0,5 bar

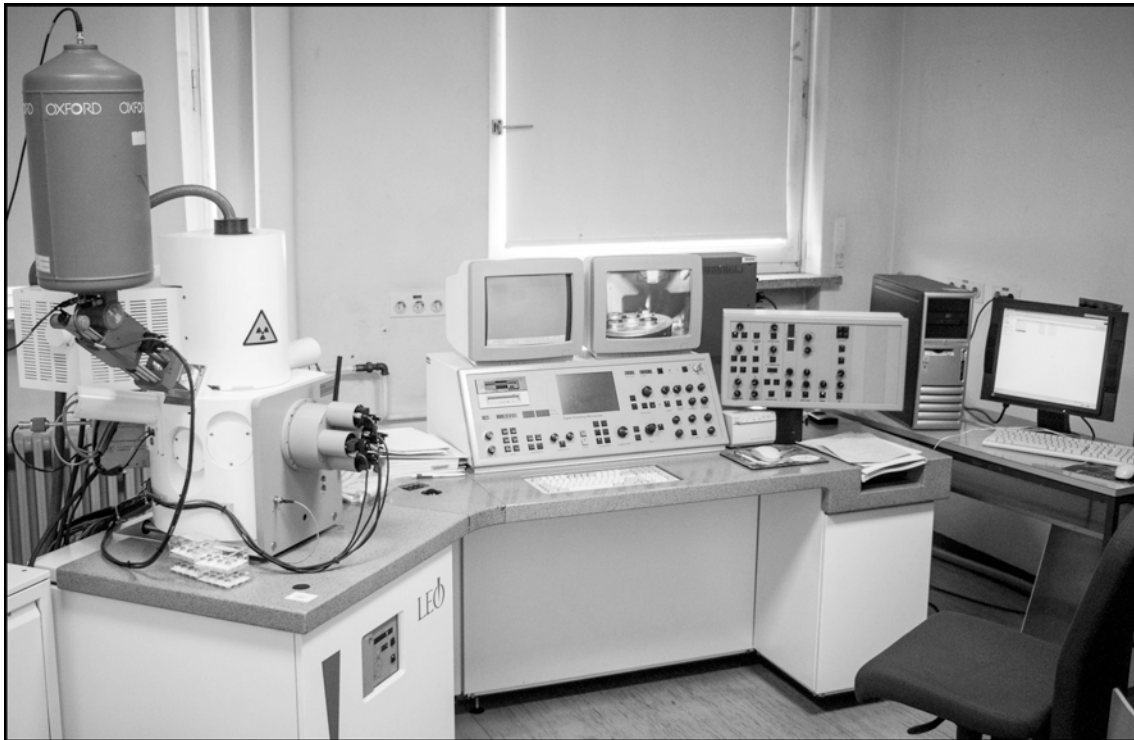
Die so vorbereiteten Prüfkörper lagerten bis zur rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung im Exsikkator und danach im Wärmeschrank.

### 3.5.3 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Von den fertig gesputterten Prüfkörpern wurden in einem REM (DSM 982, LEO Elektronenmikroskopie GmbH, Oberkochen; Abb. 3.7) hochauflösende Bilder angefertigt. Die Beschleunigungsspannung betrug 5 kV und die Bildauflösung 1024 x 1024 Pixel. Von jeder Oberfläche wurden zwei Bilder in 300- und 3000-fachen Monitorvergrößerungen angefertigt. So konnte sichergestellt werden, dass sowohl eine Übersicht als auch Details adäquat dargestellt werden konnten.

Nicht nur die bestrahlten und unbestrahlten Komposit-, Dentin- und Schmelzprüfkörper erfuhren eine qualitative Evaluierung. Auch von den fünf verwendeten Air-Flow-Pulvern wurden Bilder angefertigt und ausgewertet. Hierzu wurden sehr kleine Mengen von jedem Pulver auf jeweils einen mit einer Folienscheibe versehenen metallischen Probenhalter gegeben. Nach der Goldbedampfung erfolgte dann im REM die Anfertigung von Bildern in 200- und 1000-fachen Vergrößerungen.

Insgesamt wurden 90 Bilder von pulverstrahlinstrumentierten Oberflächen, 18 Bilder von Referenzoberflächen und 30 Bilder von Air-Flow-Pulvern angefertigt. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind von diesen insgesamt 138 Aufnahmen in Kapitel 4.2 nur 46 dargestellt, zwei repräsentative Bilder pro Substrat und Pulverstrahlapplikation beziehungsweise Referenzverfahren sowie pro Air-Flow-Pulver.



**Abb. 3.7 Rasterelektronenmikroskop mit Steuereinheit und Rechnern.**

### 3.5.4 Auswertung

Alle rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen lagen als hochauflösende TIFF-Dateien vor. Eine direkte Auswertung dieser Bilder am Bildschirm erschien daher sinnvoller als sie verlustbehaftet auszudrucken und dann zu evaluieren.

Die Bilder der bestrahlten Komposit-, Dentin- und Schmelzoberflächen wurden mit den entsprechenden Aufnahmen der Referenzoberflächen qualitativ verglichen. Beachtung fanden dabei besonders eventuell aufgetretene Abrasionsmuster und Änderungen der Oberflächenmorphologie. Weiterhin wurde auf substanzspezifische Veränderungen der mikrotopografischen Struktur wie exponierte Füllkörper bei den Komposit- oder obliterierte Tubuli bei den Dentinoberflächen geachtet. Bei den Detailaufnahmen der fünf verwendeten Air-Flow-Pulver wurden außerdem die Korngröße und Morphologie der einzelnen Pulverpartikel evaluiert.

### 3.6 Statistik

Die prüfstatistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit einer Statistik- und Analysesoftware (IBM SPSS Statistics Version 19.0.0, SPSS Inc., Chicago, USA). Die Globaleffekte der fünf Pulverstrahlapplikationen und der Substrate Komposit und Dentin auf den Volumenverlust, die maximale Defekttiefe und die Rauheitsparameter  $sR_a$ ,  $sR_z$  und  $sLR$  wurden mit Hilfe einer zweifaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) bestimmt. Durch eine einfaktorielle Varianzanalyse erfolgte für jedes Substrat getrennt die grundsätzliche Erfassung eines statistisch signifikanten Unterschiedes innerhalb der fünf Pulverstrahlapplikationen. Bei den Schmelzprüfkörpern wurde die einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung durchgeführt.

Die Post-Hoc-Analysen erfolgten bei den Komposit- und Dentinprüfkörpern mit Hilfe der Scheffé-Prozedur, bei den Schmelzprüfkörpern mit Hilfe des Tukey-HSD-Tests. Beide Verfahren ermöglichten eine genaue Unterscheidung der Untergruppen in Hinblick auf statistische Signifikanzen, wobei ein p-Wert von  $< 0,05$  einen signifikanten Unterschied signalisierte.

## 4 Resultate

### 4.1 Quantitative Oberflächenevaluierung

#### 4.1.1 Volumenverlust und maximale Defekttiefe Komposit und Dentin

##### *Globaleffekte*

Der durch den Luft-Wasser-Pulverstrahl hervorgerufene Volumenverlust und die maximale Defekttiefe wurden signifikant durch das Substrat ( $p < 0,001$ ) sowie durch die Pulverstrahlapplikation ( $p < 0,001$ ) beeinflusst. Weiterhin waren signifikante Wechselwirkungen zwischen Substrat und Pulverstrahlapplikation ( $p < 0,001$ ) erkennbar. Dies bedeutet, dass sich die fünf Pulverstrahlapplikationen in unterschiedlicher Weise auf die beiden Substrate auswirkten.

##### *Volumenverlust*

Der Einfluss der Pulverstrahlapplikationen auf den Volumenverlust der Kompositprüfkörper war signifikant ( $p < 0,001$ ). Nach Anwendung des Erythritolpulvers P5 trat der niedrigste durchschnittliche Volumenverlust auf (Tabelle 4.1, Abb. 4.1). Der Materialabtrag war dabei signifikant niedriger als nach P1, P2 und P4 sowie tendenziell niedriger als nach P3. Der größte Volumenverlust resultierte nach Anwendung von P4, gefolgt von P1. Diese beiden Pulver auf  $\text{NaHCO}_3$ -Basis führten zu signifikant höheren Werten als P2, P3 und P5, zwischen den beiden Applikationen bestanden keine signifikanten Unterschiede. Bei den Glycinpulvern verursachte P3 gegenüber P2 einen tendenziell, jedoch nicht signifikant niedrigeren Volumenverlust.

Die Pulverstrahlapplikationen hatten ebenfalls einen signifikanten Einfluss ( $p < 0,001$ ) auf den Volumenverlust der Dentinprüfkörper. Wie bei den Kompositprüfkörpern trat nach Anwendung von P5 der niedrigste mittlere Volumenverlust auf und es bestanden signifikante Unterschiede dieses Pulvers zu P1, P2 und P4 sowie ein nicht signifikanter Unterschied zu P3 (Tabelle 4.1, Abb. 4.1). P1 führte mit deutlichem Abstand zu den größten Substanzverlusten, die Unterschiede zu allen übrigen Pulverstrahlapplikationen waren signifikant. Nach Instrumentierung der Dentinoberflächen mit P4 traten neben dem bereits beschriebenen Unterschied zu P5 ebenfalls signifikant größere Volumenverluste als nach P2 und P3 auf. Auch zwischen den Glycinpulvern P2 und P3 waren

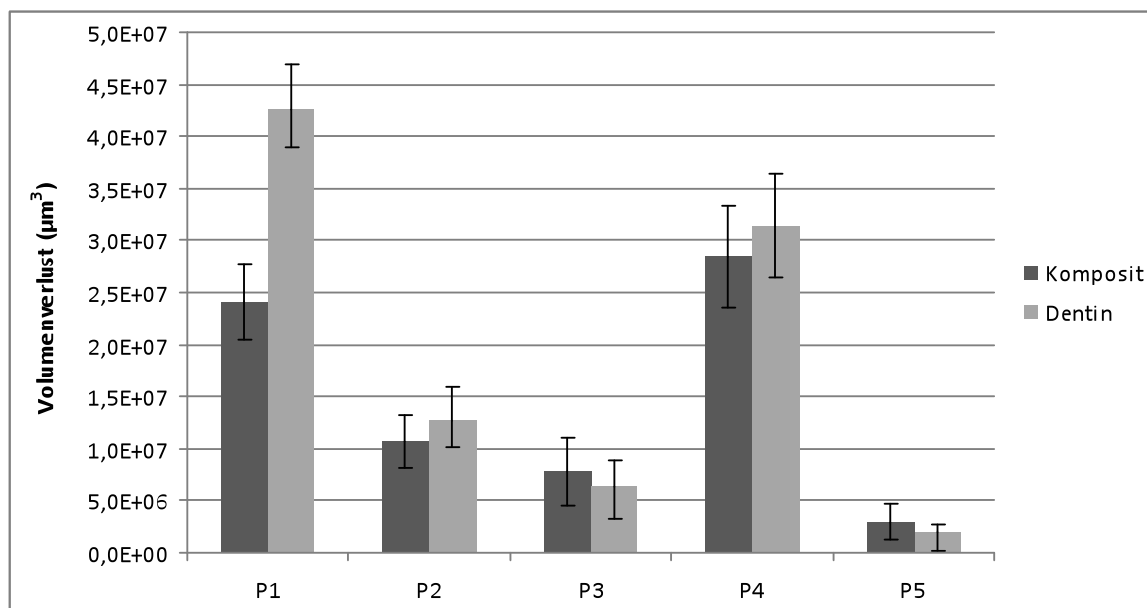


signifikante Unterschiede erkennbar, die Anwendung von P3 führte dabei zu geringeren Substanzabträgen.

**Tabelle 4.1** Volumenverlust von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 (n = 10 pro Pulver und Substrat); p-Werte der Post-Hoc-Analyse nach Scheffé. P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1.

| Substrat | Appli-<br>kation | Volumenverlust<br>in $\mu\text{m}^3$ (MW $\pm$ SA) | P2         | P3         | P4         | P5         |
|----------|------------------|----------------------------------------------------|------------|------------|------------|------------|
| Komposit | P1               | $2,41 \times 10^7 \pm 3,67 \times 10^6$            | < 0,001*** | < 0,001*** | 0,105      | < 0,001*** |
|          | P2               | $1,06 \times 10^7 \pm 2,51 \times 10^6$            | -          | 0,465      | < 0,001*** | < 0,001*** |
|          | P3               | $7,74 \times 10^6 \pm 3,23 \times 10^6$            | -          | -          | < 0,001*** | 0,057      |
|          | P4               | $2,84 \times 10^7 \pm 4,91 \times 10^6$            | -          | -          | -          | < 0,001*** |
|          | P5               | $2,97 \times 10^6 \pm 1,66 \times 10^6$            | -          | -          | -          | -          |
| Dentin   | P1               | $4,26 \times 10^7 \pm 4,41 \times 10^6$            | < 0,001*** | < 0,001*** | < 0,001*** | < 0,001*** |
|          | P2               | $1,27 \times 10^7 \pm 3,36 \times 10^6$            | -          | 0,009**    | < 0,001*** | < 0,001*** |
|          | P3               | $6,42 \times 10^6 \pm 2,48 \times 10^6$            | -          | -          | < 0,001*** | 0,112      |
|          | P4               | $3,14 \times 10^7 \pm 5,09 \times 10^6$            | -          | -          | -          | < 0,001*** |
|          | P5               | $1,93 \times 10^6 \pm 7,35 \times 10^5$            | -          | -          | -          | -          |

\*\* =  $0,01 \geq \text{p-Wert} > 0,001$       \*\*\* =  $0,001 \geq \text{p-Wert}$



**Abb. 4.1** Volumenverlust (MW  $\pm$  SA) von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 (n = 10 pro Pulver und Substrat). P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1.

### Maximale Defekttiefe

Der Einfluss der Pulverstrahlapplikationen auf die maximale Defekttiefe der Kompositprüfkörper war signifikant ( $p < 0,001$ ). Nach der Anwendung von P5 traten die niedrigsten mittleren maximalen Defekttiefen auf (Tabelle 4.2, Abb. 4.2). Die Werte waren signifikant kleiner als nach P1, P2 und P4 sowie tendenziell kleiner als nach P3. Die größten maximalen Defekttiefen traten nach der Instrumentierung der Prüfkörper mit P4 auf. Hier zeigten sich gegenüber allen übrigen Pulverstrahlapplikationen signifikant höhere Werte. P1 verursachte die zweithöchsten maximalen Defekttiefen im Testfeld. Diese waren im Vergleich zu den Werten von P2, P3 und P5 signifikant höher. Nach Anwendung von P3 resultierten außerdem tendenziell, nicht signifikant niedrigere maximale Defekttiefen als nach P2.

Die Pulverstrahlapplikationen hatten ebenfalls einen signifikanten Einfluss ( $p < 0,001$ ) auf die Defekttiefe der Dentinprüfkörper. Nach Anwendung von P5 trat abermals die niedrigste mittlere maximale Defekttiefe auf (Tabelle 4.2, Abb. 4.2). Signifikante Unterschiede bestanden zu allen weiteren Pulvern. Die Anwendung von P1 rief die größten maximalen Defekttiefen hervor und es zeigten sich signifikante Unterschiede zu allen übrigen Applikationen. P4 verursachte im Vergleich zu P2, P3 und P5 signifikant höhere Defekttiefen, wohingegen die Werte von P2 nur tendenziell höher waren als diejenigen von P3.

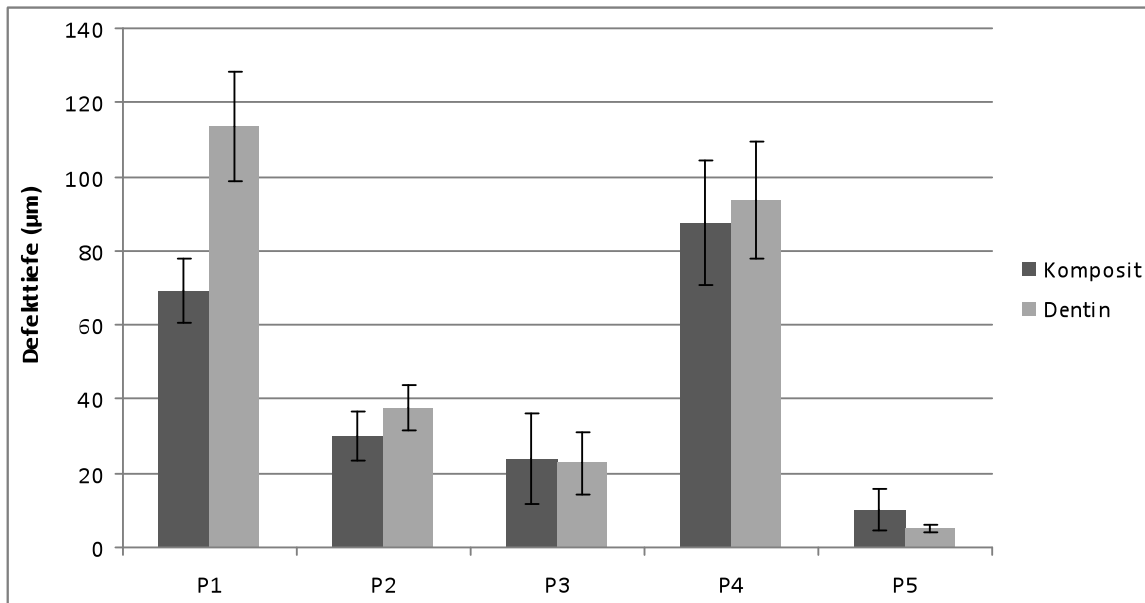
**Tabelle 4.2** Maximale Defekttiefe von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 (n = 10 pro Pulver und Substrat); p-Werte der Post-Hoc-Analyse nach Scheffé. P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1.

| Substrat | Applikation | Max. Defekttiefe<br>in $\mu\text{m}$ (MW $\pm$ SA) | P2         | P3         | P4         | P5         |
|----------|-------------|----------------------------------------------------|------------|------------|------------|------------|
| Komposit | P1          | 69,2 $\pm$ 8,7                                     | < 0,001*** | < 0,001*** | 0,013*     | < 0,001*** |
|          | P2          | 30,1 $\pm$ 6,6                                     | -          | 0,819      | < 0,001*** | 0,005**    |
|          | P3          | 24,1 $\pm$ 12,2                                    | -          | -          | < 0,001*** | 0,100      |
|          | P4          | 87,5 $\pm$ 16,9                                    | -          | -          | -          | < 0,001*** |
|          | P5          | 10,1 $\pm$ 5,7                                     | -          | -          | -          | -          |
| Dentin   | P1          | 113,5 $\pm$ 15,0                                   | < 0,001*** | < 0,001*** | 0,005**    | < 0,001*** |
|          | P2          | 37,5 $\pm$ 6,2                                     | -          | 0,067      | < 0,001*** | < 0,001*** |
|          | P3          | 22,7 $\pm$ 8,3                                     | -          | -          | < 0,001*** | 0,018*     |
|          | P4          | 93,7 $\pm$ 15,8                                    | -          | -          | -          | < 0,001*** |
|          | P5          | 5,1 $\pm$ 1,2                                      | -          | -          | -          | -          |

\* = 0,05 > p-Wert > 0,01

\*\* = 0,01  $\geq$  p-Wert > 0,001

\*\*\* = 0,001  $\geq$  p-Wert



**Abb. 4.2** Maximale Defekttiefe (MW  $\pm$  SA) von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 (n = 10 pro Pulver und Substrat). P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1.

#### 4.1.2 Oberflächenrauheit Komposit und Dentin

##### *Globaleffekte*

Die Rauheitsparameter  $sR_a$ ,  $sR_z$  und  $sLR$  auf den Prüfkörperoberflächen wurden signifikant durch die Substrate ( $p < 0,001$ ) als auch durch die Pulverstrahlapplikationen beziehungsweise die zu Vergleichszwecken herangezogenen Referenzverfahren ( $p \leq 0,001$ ) beeinflusst. Bei den Parametern  $sR_a$  und  $sLR$  zeigten sich weiterhin signifikante Wechselwirkungen zwischen Substrat und Pulverstrahlapplikationen/Referenzverfahren ( $p < 0,001$ ), welche bei  $sR_z$  nicht erkennbar waren ( $p = 0,113$ ). Die Pulverstrahlapplikationen/Referenzverfahren wirkten sich also hinsichtlich  $sR_a$  und  $sLR$ , nicht jedoch hinsichtlich  $sR_z$  unterschiedlich auf die Oberflächenrauheit der Substrate aus.

##### *Flächenbezogener arithmetischer Mittenrauwert ( $sR_a$ )*

Der Einfluss der Pulverstrahlapplikationen und des Referenzverfahrens auf den flächenbezogenen arithmetischen Mittenrauwert der Kompositoberflächen war signifikant ( $p < 0,001$ ). Nach Anwendung des Referenzpoliersystems zeigte sich der niedrigste mittlere  $sR_a$ -Wert (Tabelle 4.3, Abb. 4.3). Dieser war gegenüber P1, P2 und P4 signifikant und gegenüber P3 und P5 tendenziell niedriger. Den höchsten arithmetischen Mittenrauwert verursachte P4, dieser war signifikant höher als der Wert von P2, P3, P5 und

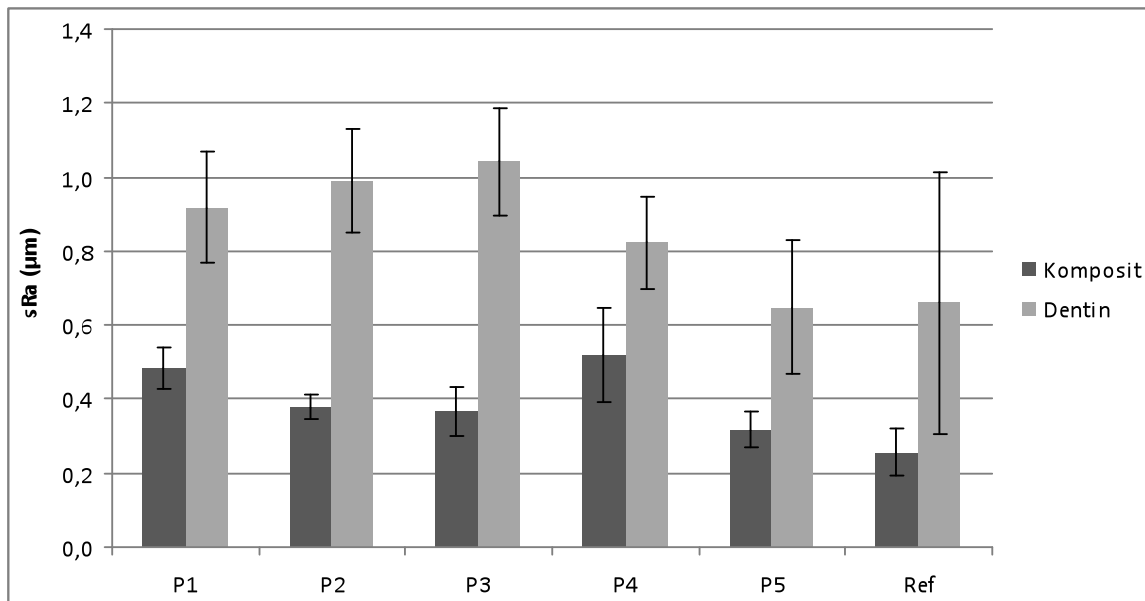
des Referenzpoliersystems sowie tendenziell höher als der Wert von P1. Die Anwendung von P1 führte im Vergleich zu P3, P5 und dem Referenzpoliersystem ebenfalls zu signifikant höheren  $sR_a$ -Werten, ein statistisch signifikanter Unterschied zu P2 bestand jedoch nicht. Die Instrumentierung der Kompositoberflächen mit P2, P3 und P5 hatte ähnliche  $sR_a$ -Werte zum Ergebnis, zwischen welchen keine signifikanten Unterschiede bestanden.

Die Pulverstrahlapplikationen und das Referenzverfahren hatten ebenfalls einen signifikanten Einfluss ( $p < 0,001$ ) auf den flächenbezogenen arithmetischen Mittenrauwert der Dentinoberflächen. Der niedrigste mittlere  $sR_a$ -Wert trat nach Anwendung von P5 auf, gefolgt von den nicht bestrahlten Referenzoberflächen (Tabelle 4.3, Abb. 4.3). In beiden Fällen lagen die Rauheitswerte jeweils tendenziell unter denjenigen von P1 und P4 sowie signifikant unter denjenigen von P2 und P3. Weitere statistisch signifikante Unterschiede innerhalb des Testfelds bestanden nicht. Den höchsten arithmetischen Mittenrauwert verzeichneten die Dentinoberflächen nach Anwendung von P3, gefolgt von P2, P1 und P4. Auffällig war weiterhin eine vergleichsweise hohe Standardabweichung bei den unbehandelten, vormals klinisch exponierten Wurzeloberflächen.

**Tabelle 4.3 Flächenbezogener arithmetischer Mittenrauwert ( $sR_a$ ) von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 ( $n = 10$  pro Pulver und Substrat) und von Referenzoberflächen ( $n = 10$  pro Substrat); p-Werte der Post-Hoc-Analyse nach Scheffé. P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1. Referenz Komposit: Oberflächen poliert mit Sof-Lex-Scheiben; Referenz Dentin: unbehandelte Wurzeloberflächen.**

| Substrat | Applikation | $sR_a$ in $\mu m$<br>(MW $\pm$ SA) | P2    | P3     | P4       | P5              | Ref             |
|----------|-------------|------------------------------------|-------|--------|----------|-----------------|-----------------|
| Komposit | P1          | $0,485 \pm 0,055$                  | 0,068 | 0,028* | 0,941    | $< 0,001^{***}$ | $< 0,001^{***}$ |
|          | P2          | $0,379 \pm 0,034$                  | -     | 0,999  | 0,004**  | 0,610           | 0,020*          |
|          | P3          | $0,366 \pm 0,065$                  | -     | -      | 0,001*** | 0,808           | 0,510           |
|          | P4          | $0,520 \pm 0,127$                  | -     | -      | -        | $< 0,001^{***}$ | $< 0,001^{***}$ |
|          | P5          | $0,318 \pm 0,048$                  | -     | -      | -        | -               | 0,589           |
|          | Ref         | $0,256 \pm 0,063$                  | -     | -      | -        | -               | -               |
| Dentin   | P1          | $0,917 \pm 0,149$                  | 0,984 | 0,853  | 0,951    | 0,121           | 0,158           |
|          | P2          | $0,990 \pm 0,141$                  | -     | 0,997  | 0,627    | 0,020*          | 0,028*          |
|          | P3          | $1,042 \pm 0,145$                  | -     | -      | 0,319    | 0,004**         | 0,006**         |
|          | P4          | $0,823 \pm 0,124$                  | -     | -      | -        | 0,569           | 0,647           |
|          | P5          | $0,648 \pm 0,182$                  | -     | -      | -        | -               | 1,000           |
|          | Ref         | $0,661 \pm 0,354$                  | -     | -      | -        | -               | -               |

\* =  $0,05 > p\text{-Wert} > 0,01$     \*\* =  $0,01 \geq p\text{-Wert} > 0,001$     \*\*\* =  $0,001 \geq p\text{-Wert}$



**Abb. 4.3** Flächenbezogener arithmetischer Mittenrauwert ( $sR_a$ ;  $MW \pm SA$ ) von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 ( $n = 10$  pro Pulver und Substrat) und von Referenzoberflächen ( $n = 10$  pro Substrat). P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1. Referenz Komposit: Oberflächen poliert mit Sof-Lex-Scheiben; Referenz Dentin: unbehandelte Wurzeloberflächen.

#### Flächenbezogene gemittelte Rautiefe ( $sR_z$ )

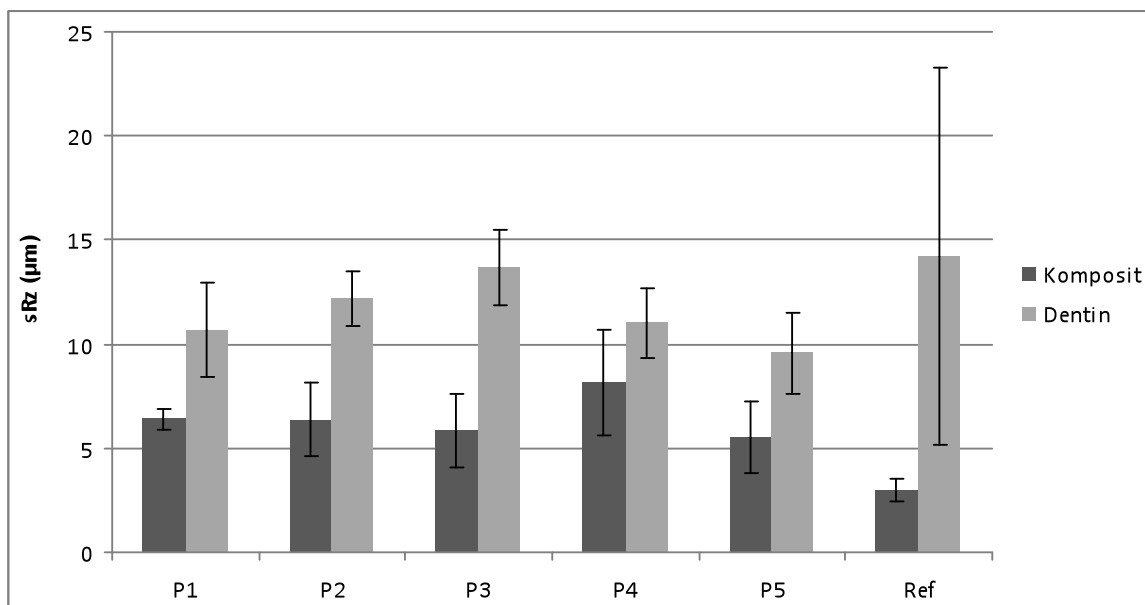
Die Pulverstrahlapplikationen und das Referenzverfahren hatten einen signifikanten Einfluss ( $p < 0,001$ ) auf die flächenbezogene gemittelte Rautiefe der Kompositoberflächen. Nach Anwendung des Referenzpoliersystems zeigte sich ein signifikant niedriger mittlerer  $sR_z$ -Wert als nach Anwendung von jeder der fünf Pulverstrahlapplikationen (Tabelle 4.4, Abb. 4.4). Der einzige weitere signifikante Unterschied bestand zwischen P4 und P5. Die mit P4 instrumentierten Oberflächen wiesen den höchsten  $sR_z$ -Wert innerhalb des Testfelds auf, gefolgt von P1, P2 und P3.

Der Einfluss der Pulverstrahlapplikationen und des Referenzverfahrens auf die flächenbezogene gemittelte Rautiefe der Dentinoberflächen war nicht signifikant ( $p = 0,097$ ). Der niedrigste  $sR_z$ -Wert trat nach Anwendung von P5 auf, es folgten in aufsteigender Reihenfolge P1, P4, P2 und P3 (Tabelle 4.4, Abb. 4.4). Auf den unbehandelten Referenzoberflächen zeigten sich die höchsten  $sR_z$ -Werte, welche außerdem eine auffällig hohe Standardabweichung aufwiesen.

**Tabelle 4.4 Flächenbezogene gemittelte Rautiefe ( $sR_z$ ) von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 (n = 10 pro Pulver und Substrat) und von Referenzoberflächen (n = 10 pro Substrat); p-Werte der Post-Hoc-Analyse nach Scheffé. P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1. Referenz Komposit: Oberflächen poliert mit Sof-Lex-Scheiben; Referenz Dentin: unbehandelte Wurzeloberflächen.**

| Substrat | Applikation | $sR_z$ in $\mu\text{m}$<br>(MW $\pm$ SA) | P2    | P3    | P4    | P5     | Ref        |
|----------|-------------|------------------------------------------|-------|-------|-------|--------|------------|
| Komposit | P1          | 6,39 $\pm$ 0,53                          | 1,000 | 0,991 | 0,321 | 0,931  | 0,002**    |
|          | P2          | 6,38 $\pm$ 1,78                          | -     | 0,991 | 0,317 | 0,933  | 0,002**    |
|          | P3          | 5,85 $\pm$ 1,75                          | -     | -     | 0,091 | 0,999  | 0,017*     |
|          | P4          | 8,18 $\pm$ 2,53                          | -     | -     | -     | 0,036* | < 0,001*** |
|          | P5          | 5,54 $\pm$ 1,72                          | -     | -     | -     | -      | 0,047*     |
|          | Ref         | 2,99 $\pm$ 0,55                          | -     | -     | -     | -      | -          |
| Dentin   | P1          | 10,68 $\pm$ 2,25                         | 0,982 | 0,741 | 1,000 | 0,996  | 0,582      |
|          | P2          | 12,19 $\pm$ 1,29                         | -     | 0,984 | 0,995 | 0,833  | 0,939      |
|          | P3          | 13,67 $\pm$ 1,81                         | -     | -     | 0,831 | 0,413  | 1,000      |
|          | P4          | 11,04 $\pm$ 1,66                         | -     | -     | -     | 0,985  | 0,690      |
|          | P5          | 9,57 $\pm$ 1,96                          | -     | -     | -     | -      | 0,273      |
|          | Ref         | 14,21 $\pm$ 9,04                         | -     | -     | -     | -      | -          |

\* = 0,05 > p-Wert > 0,01    \*\* = 0,01  $\geq$  p-Wert > 0,001    \*\*\* = 0,001  $\geq$  p-Wert



**Abb. 4.4 Flächenbezogene gemittelte Rautiefe ( $sR_z$ ; MW  $\pm$  SA) von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 (n = 10 pro Pulver und Substrat) und von Referenzoberflächen (n = 10 pro Substrat). P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1. Referenz Komposit: Oberflächen poliert mit Sof-Lex-Scheiben; Referenz Dentin: unbehandelte Wurzeloberflächen.**

*Flächenbezogenes Profillängenverhältnis (sLR)*

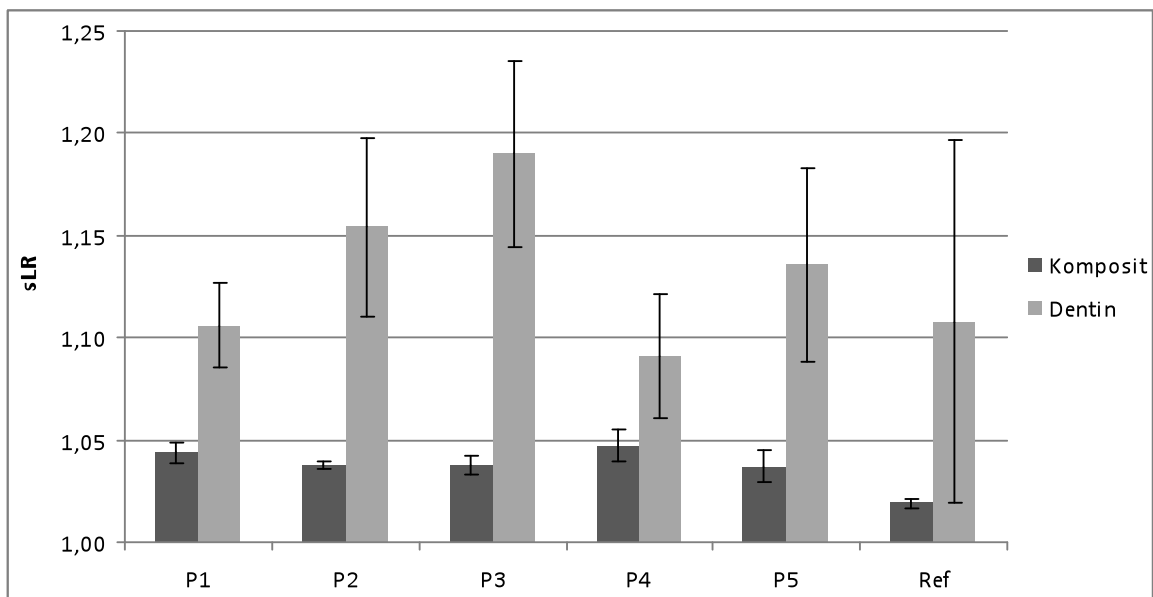
Der Einfluss der Pulverstrahlapplikationen und des Referenzverfahrens auf das flächenbezogene Profillängenverhältnis der Kompositoberflächen war signifikant ( $p < 0,001$ ). Der niedrigste mittlere sLR-Wert trat nach Anwendung des Referenzpoliersystems auf, es bestanden signifikante Unterschiede zu den entsprechenden Werten aller Pulverstrahlapplikationen (Tabelle 4.5, Abb. 4.5). Nach Instrumentierung der Prüfkörperoberflächen mit P4 resultierte der höchste sLR-Wert. Dieser war im Vergleich zu den Referenzoberflächen, P2, P3 und P5 signifikant höher sowie im Vergleich zu P1 tendenziell höher. Die mit P2, P3 oder P5 bestrahlten Kompositoberflächen wiesen ähnliche sLR-Werte auf, welche tendenziell unter den Werten von P1 lagen. Statistische Signifikanzen zwischen den Pulverstrahlapplikationen P1, P2, P3 und P5 bestanden nicht.

Die Pulverstrahlapplikationen und das Referenzverfahren hatten ebenfalls einen signifikanten Einfluss ( $p < 0,001$ ) auf das flächenbezogene Profillängenverhältnis der Dentinoberflächen. Das niedrigste mittlere Profillängenverhältnis trat nach der Anwendung von P4 auf, es folgten in aufsteigender Reihenfolge P1, die Referenzoberflächen, P5 und P2 (Tabelle 4.5, Abb. 4.5). Der nach P4 aufgetretene sLR-Wert war signifikant niedriger als nach P3 und tendenziell niedriger als nach allen übrigen Verfahren. Die mit P3 instrumentierten Oberflächen wiederum wiesen den höchsten sLR-Wert auf. Dieser war signifikant höher als derjenige von P1, P4 und von den unbehandelten Referenzoberflächen sowie tendenziell höher als derjenige von P2 und P5. In Analogie zu den Rauheitskenngrößen  $sR_a$  und  $sR_z$  zeigten die unbehandelten Referenzoberflächen weiterhin einen sLR-Wert mit einer sehr hohen Standardabweichung.

**Tabelle 4.5 Flächenbezogenes Profillängenverhältnis (sLR) von Komposit- und Dentin-oberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 (n = 10 pro Pulver und Substrat) und von Referenzoberflächen (n = 10 pro Substrat); p-Werte der Post-Hoc-Analyse nach Scheffé. P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1. Referenz Komposit: Oberflächen poliert mit Sof-Lex-Scheiben; Referenz Dentin: unbehandelte Wurzeloberflächen.**

| Substrat | Applikation | sLR<br>(MW ± SA) | P2    | P3     | P4      | P5      | Ref        |
|----------|-------------|------------------|-------|--------|---------|---------|------------|
| Komposit | P1          | 1,044 ± 0,005    | 0,296 | 0,244  | 0,860   | 0,172   | 0,001***   |
|          | P2          | 1,038 ± 0,002    | -     | 1,000  | 0,018*  | 1,000   | < 0,001*** |
|          | P3          | 1,038 ± 0,004    | - -   | -      | 0,013*  | 1,000   | < 0,001*** |
|          | P4          | 1,047 ± 0,008    | --    | --     | -       | 0,007** | < 0,001*** |
|          | P5          | 1,037 ± 0,008    | --    | -      | -       | -       | < 0,001*** |
|          | Ref         | 1,019 ± 0,002    | -     | -      | -       | -       | -          |
| Dentin   | P1          | 1,106 ± 0,021    | 0,485 | 0,027* | 0,994   | 0,881   | 1,000      |
|          | P2          | 1,154 ± 0,044    | -     | 0,773  | 0,185   | 0,985   | 0,533      |
|          | P3          | 1,190 ± 0,046    | -     | -      | 0,005** | 0,349   | 0,034*     |
|          | P4          | 1,091 ± 0,030    | -     | -      | -       | 0,560   | 0,989      |
|          | P5          | 1,136 ± 0,047    | -     | -      | -       | -       | 0,909      |
|          | Ref         | 1,108 ± 0,089    | -     | -      | -       | -       | -          |

\* = 0,05 > p-Wert > 0,01    \*\* = 0,01 ≥ p-Wert > 0,001    \*\*\* = 0,001 ≥ p-Wert



**Abb. 4.5 Flächenbezogenes Profillängenverhältnis (sLR; MW ± SA) von Komposit- und Dentin-oberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 (n = 10 pro Pulver und Substrat) und von Referenzoberflächen (n = 10 pro Substrat). P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1. Referenz Komposit: Oberflächen poliert mit Sof-Lex-Scheiben; Referenz Dentin: unbehandelte Wurzeloberflächen.**



#### 4.1.3 Oberflächenrauheit Schmelz

##### *Flächenbezogener arithmetischer Mittenrauwert ( $sR_a$ )*

Der Bestrahlungsvorgang führte grundsätzlich zu einer signifikanten Zunahme ( $p < 0,001$ ) des flächenbezogenen arithmetischen Mittenrauwerths auf den unbehandelten Schmelzoberflächen (Abb. 4.6:  $sR_a$ -Gesamtwerte). Weiterhin bestanden signifikante Wechselwirkungen zwischen dem Bestrahlungsvorgang und den Pulverstrahlapplikationen ( $p = 0,024$ ). Der Vergleich der einzelnen Pulverstrahlapplikationen anhand der Differenzen der durchschnittlichen  $sR_a$ -Werte vor und nach Bestrahlung ergab außerdem einen signifikanten Unterschied zwischen P4 und P5 (Tabelle 4.6).

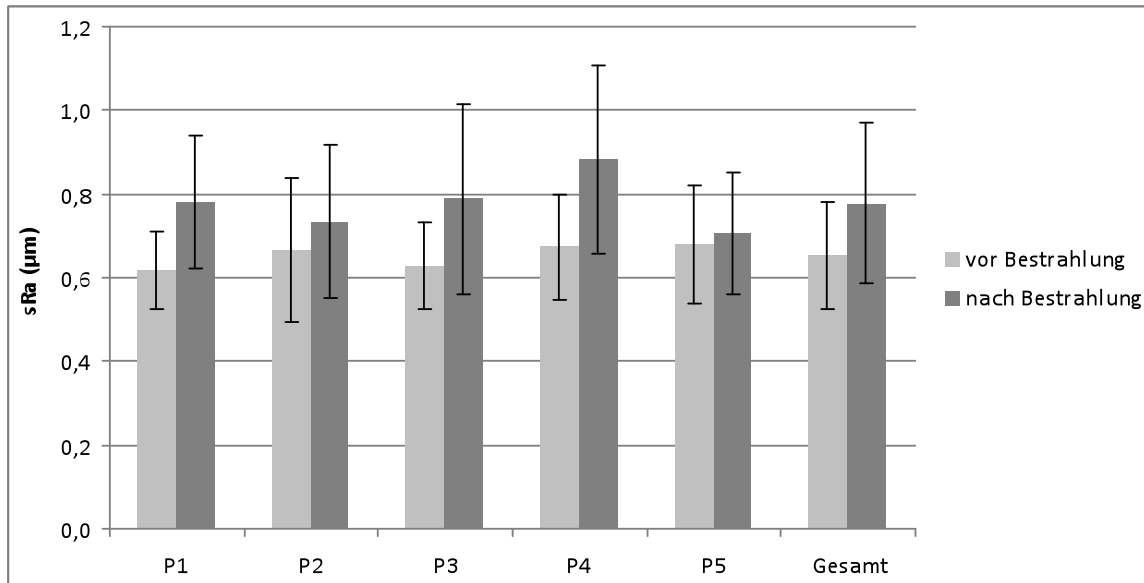
**Tabelle 4.6 Flächenbezogener arithmetischer Mittenrauwert ( $sR_a$ ), Differenz aus den mittleren  $sR_a$ -Werten von Schmelzoberflächen vor ( $sR_{a1}$ ) und nach ( $sR_{a2}$ ) Anwendung der jeweiligen Pulverstrahlapplikation P1-P5 (n = 20 pro Pulver); p-Werte der Post-Hoc-Analyse nach Tukey. P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1.**

| Applikation | $sR_a$ in $\mu m$<br>( $sR_{a2}-sR_{a1}$ ) | P2    | P3    | P4    | P5     |
|-------------|--------------------------------------------|-------|-------|-------|--------|
| P1          | 0,164                                      | 0,514 | 1,000 | 0,948 | 0,171  |
| P2          | 0,068                                      | -     | 0,545 | 0,158 | 0,957  |
| P3          | 0,161                                      | -     | -     | 0,935 | 0,188  |
| P4          | 0,208                                      | -     | -     | -     | 0,033* |
| P5          | 0,026                                      | -     | -     | -     | -      |

\* = 0,05 > p-Wert > 0,01

Bei vergleichender Betrachtung aller Pulverstrahlapplikationen zeigten sich nach Anwendung von P5 sowohl der insgesamt niedrigste  $sR_a$ -Wert als auch die geringste Zunahme der Oberflächenrauheit. Durch Anwendung dieser Pulverstrahlapplikation wurde auf den Schmelzoberflächen  $sR_a$  von initial  $0,678 \pm 0,141 \mu m$  auf  $0,704 \pm 0,145 \mu m$  (MW  $\pm$  SA) erhöht (Abb. 4.6). Der insgesamt größte  $sR_a$ -Wert und die höchste Zunahme der Oberflächenrauheit hingegen traten nach Anwendung von P4 auf, hier stieg  $sR_a$  von initial  $0,674 \pm 0,125 \mu m$  auf  $0,881 \pm 0,224 \mu m$  (MW  $\pm$  SA).

Die prozentualen Erhöhungen des flächenbezogenen arithmetischen Mittenrauwerths betrugen für die einzelnen Pulverstrahlapplikationen in aufsteigender Reihenfolge 3,8% (P5), 10,2% (P2), 25,6% (P3), 26,5% (P1) und 30,9% (P4) sowie für die Gesamtheit der Pulverstrahlapplikationen 19,2%.



**Abb. 4.6** Flächenbezogener arithmetischer Mittenrauwert ( $sR_a$ ;  $MW \pm SA$ ) von Schmelzoberflächen vor und nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 ( $n = 10$  pro Pulver und Gruppe). P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1; Gesamt: Einbeziehung aller Pulverstrahlapplikationen ( $n = 50$  pro Gruppe).

#### Flächenbezogene gemittelte Rautiefe ( $sR_z$ )

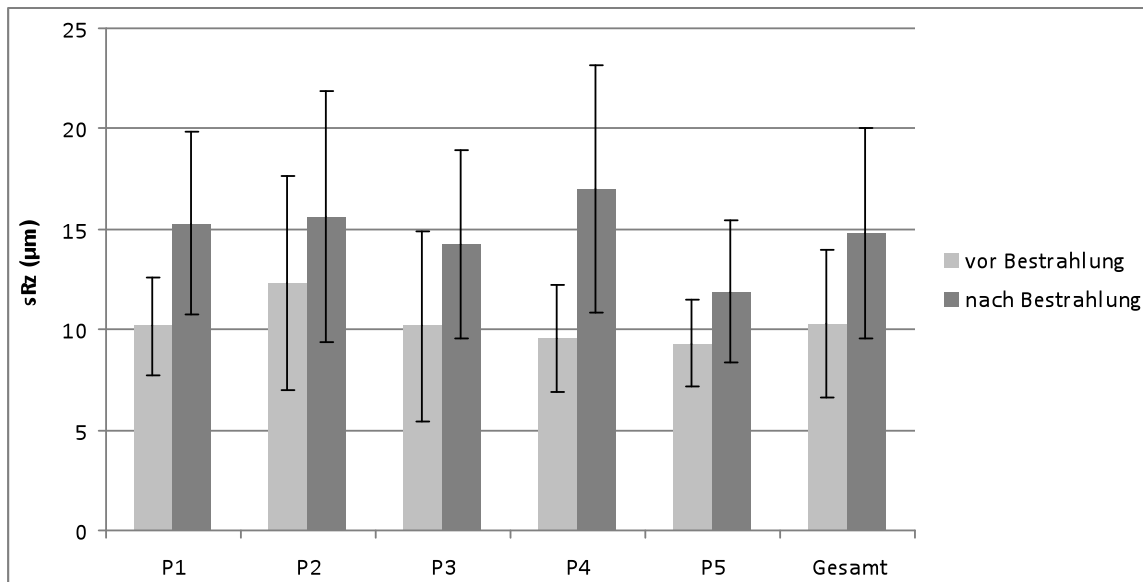
Durch die Pulverstrahlinstrumentierung erfuhren die unbehandelten Schmelzoberflächen grundsätzlich eine signifikante Zunahme ( $p < 0,001$ ) der flächenbezogenen gemittelten Rautiefe (Abb. 4.7:  $sR_z$ -Gesamtwerte). Die Wechselwirkungen zwischen dem Bestrahlungsvorgang und den Pulverstrahlapplikationen waren nicht signifikant ( $p = 0,323$ ). Auch der Vergleich der einzelnen Pulverstrahlapplikationen anhand der Differenzen der durchschnittlichen  $sR_z$ -Werte vor und nach Bestrahlung ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede (Tabelle 4.7).

**Tabelle 4.7** Flächenbezogene gemittelte Rautiefe ( $sR_z$ ), Differenz aus den mittleren  $sR_z$ -Werten von Schmelzoberflächen vor ( $sR_{z1}$ ) und nach ( $sR_{z2}$ ) Anwendung der jeweiligen Pulverstrahlapplikation P1-P5 ( $n = 20$  pro Pulver); p-Werte der Post-Hoc-Analyse nach Tukey. P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1.

| Applikation | $sR_z$ in $\mu m$<br>( $sR_{z2}-sR_{z1}$ ) | P2    | P3    | P4    | P5    |
|-------------|--------------------------------------------|-------|-------|-------|-------|
| P1          | 5,11                                       | 0,945 | 0,992 | 0,877 | 0,833 |
| P2          | 3,28                                       | -     | 0,998 | 0,450 | 0,998 |
| P3          | 4,05                                       | -     | -     | 0,643 | 0,973 |
| P4          | 7,43                                       | -     | -     | -     | 0,287 |
| P5          | 2,55                                       | -     | -     | -     | -     |

Beim Vergleich der fünf Pulverstrahlapplikationen war nach Anwendung von P5 sowohl der insgesamt niedrigste  $sR_z$ -Wert als auch die geringste Zunahme der Oberflächenrauheit erkennbar. Durch Anwendung dieser Pulverstrahlapplikation wurde auf den Schmelzoberflächen  $sR_z$  von initial  $9,32 \pm 2,19 \mu\text{m}$  auf  $11,87 \pm 3,54 \mu\text{m}$  ( $MW \pm SA$ ) erhöht (Abb. 4.7). Der insgesamt größte  $sR_z$ -Wert und die höchste Zunahme der Oberflächenrauheit traten nach Anwendung von P4 auf, hier stieg  $sR_z$  von initial  $9,55 \pm 2,67 \mu\text{m}$  auf  $16,98 \pm 6,13 \mu\text{m}$  ( $MW \pm SA$ ).

Die prozentualen Erhöhungen der flächenbezogenen gemittelten Rautiefe betrugen für die einzelnen Pulverstrahlapplikationen in aufsteigender Reihenfolge 26,7% (P2), 27,3% (P5), 39,8% (P3), 50,2% (P1) und 77,8% (P4) sowie für die Gesamtheit der Pulverstrahlapplikationen 43,4%.



**Abb. 4.7** Flächenbezogene gemittelte Rautiefe ( $sR_z$ ;  $MW \pm SA$ ) von Schmelzoberflächen vor und nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 ( $n = 10$  pro Pulver und Gruppe). P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1; Gesamt: Einbeziehung aller Pulverstrahlapplikationen ( $n = 50$  pro Gruppe).

#### Flächenbezogenes Profillängenverhältnis ( $sLR$ )

Die Pulverstrahlanwendung führte grundsätzlich zu einer signifikanten Zunahme ( $p < 0,001$ ) des flächenbezogenen Profillängenverhältnisses auf den unbehandelten Schmelzoberflächen (Abb. 4.8:  $sLR$ -Gesamtwerte). Auch die Wechselwirkungen zwischen dem Bestrahlungsvorgang und den Pulverstrahlapplikationen waren signifikant ( $p = 0,010$ ). Der Vergleich der einzelnen Pulverstrahlapplikationen anhand der

Differenzen der durchschnittlichen sLR-Werte vor und nach Bestrahlung ergab weiterhin signifikante Unterschiede zwischen P2 und P4 sowie zwischen P4 und P5 (Tabelle 4.8).

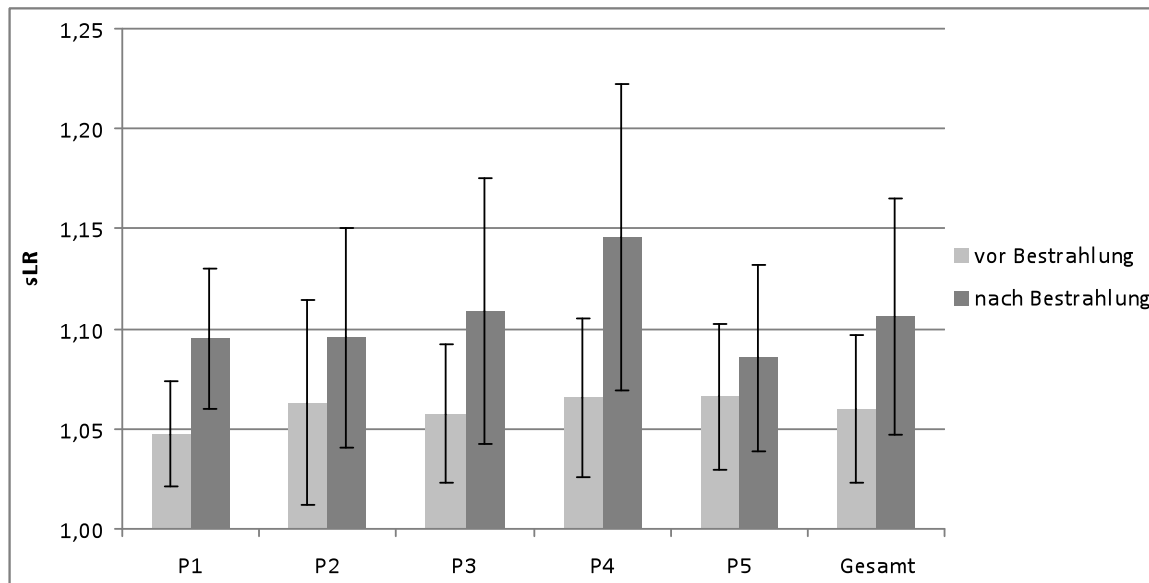
**Tabelle 4.8 Flächenbezogenes Profillängenverhältnis (sLR), Differenz aus den mittleren sLR-Werten von Schmelzoberflächen vor (sLR1) und nach (sLR2) Anwendung der jeweiligen Pulverstrahlapplikation P1-P5 (n = 20 pro Pulver); p-Werte der Post-Hoc-Analyse nach Tukey. P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1.**

| Applikation | sLR<br>(sLR2-sLR1) | P2    | P3    | P4     | P5      |
|-------------|--------------------|-------|-------|--------|---------|
| P1          | 0,048              | 0,898 | 0,999 | 0,292  | 0,454   |
| P2          | 0,033              | -     | 0,790 | 0,046* | 0,932   |
| P3          | 0,051              | -     | -     | 0,418  | 0,322   |
| P4          | 0,080              | -     | -     | -      | 0,006** |
| P5          | 0,020              | -     | -     | -      | -       |

\* = 0,05 > p-Wert > 0,01      \*\* = 0,01 ≥ p-Wert > 0,001

Bei vergleichender Betrachtung aller Pulverstrahlapplikationen zeigten sich nach Anwendung von P5 der insgesamt niedrigste sLR-Wert sowie die geringste Zunahme der Oberflächenrauheit. Durch Anwendung dieser Pulverstrahlapplikation wurde auf den Schmelzoberflächen sLR von initial  $1,066 \pm 0,037$  auf  $1,086 \pm 0,047$  (MW  $\pm$  SA) erhöht (Abb. 4.8). Der insgesamt größte sLR-Wert und die höchste Zunahme der Oberflächenrauheit traten nach Anwendung von P4 auf, hier stieg sLR von initial  $1,065 \pm 0,040$  auf  $1,146 \pm 0,077$  (MW  $\pm$  SA).

Die prozentualen Erhöhungen des flächenbezogenen Profillängenverhältnisses betrugen für die einzelnen Pulverstrahlapplikationen in aufsteigender Reihenfolge 30,3% (P5), 52,5% (P2), 88,5% (P3), 101,1% (P1) und 122,5% (P4) sowie für die Gesamtheit der Pulverstrahlapplikationen 76,7%.



**Abb. 4.8 Flächenbezogenes Profillängenverhältnis (sLR; MW  $\pm$  SA) von Schmelzoberflächen vor und nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5 (n = 10 pro Pulver und Gruppe). P1: EMS Classic; P2: EMS Soft; P3: EMS Perio; P4: Dr. Wittmann SF2; P5: Dr. Wittmann P1; Gesamt: Einbeziehung aller Pulverstrahlapplikationen (n = 50 pro Gruppe).**

#### 4.1.4 Referenzoberflächenrauheit

Bei vergleichender Betrachtung der Rauheitswerte auf den Referenzoberflächen zeigten sich große Unterschiede zwischen den drei Substraten. Die mit den Sof-Lex-Scheiben polierten Kompositprüfkörper wiesen sowohl die insgesamt niedrigsten  $sR_a$ - als auch die niedrigsten  $sR_z$ - und sLR-Werte auf (Tabelle 4.9). Alle Rauheitswerte der vormals klinisch exponierten Dentin- und der nativen Schmelzoberflächen fielen deutlich höher aus. Auf den Oberflächen dieser beiden Zahnhartsubstanzen traten weiterhin ähnliche  $sR_a$ -Werte, jedoch deutlich voneinander abweichende  $sR_z$ - und sLR-Werte auf.

**Tabelle 4.9 Flächenbezogener arithmetischer Mittenrauwert ( $sR_a$ ; MW  $\pm$  SA), flächenbezogene gemittelte Rautiefe ( $sR_z$ ; MW  $\pm$  SA) und flächenbezogenes Profillängenverhältnis (sLR; MW  $\pm$  SA) von polierten Hybridkomposit- und exponierten Dentinoberflächen (jeweils n = 10) sowie von nativen Schmelzoberflächen (n = 50).**

| Substrat | $sR_a$ in $\mu\text{m}$ | $sR_z$ in $\mu\text{m}$ | sLR               |
|----------|-------------------------|-------------------------|-------------------|
| Komposit | $0,256 \pm 0,063$       | $2,99 \pm 0,55$         | $1,019 \pm 0,002$ |
| Dentin   | $0,661 \pm 0,354$       | $14,21 \pm 9,04$        | $1,108 \pm 0,089$ |
| Schmelz  | $0,653 \pm 0,127$       | $10,31 \pm 3,70$        | $1,060 \pm 0,037$ |

## 4.2 Qualitative Oberflächenevaluierung

### 4.2.1 Beurteilung der Kompositoberflächen

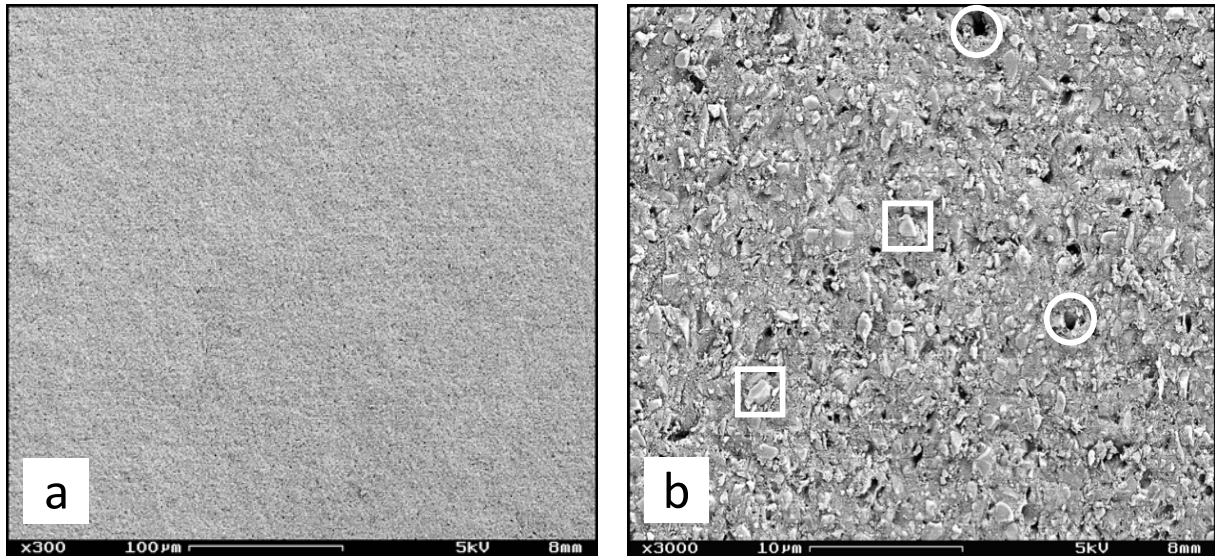
Die Oberflächenqualität der Kompositprüfkörper nach Anwendung der fünf unterschiedlichen Pulverstrahlapplikationen stellte sich auf den rasterelektronischen Übersichtsaufnahmen in 300-facher Vergrößerung sehr ähnlich dar. Unterschiede hinsichtlich der spezifischen Auswirkungen einzelner Pulver waren nach deskriptiver Auswertung nicht erkennbar. Es zeigten sich auf allen Bildern relativ homogene Kompositgefüge, welche in einigen Fällen wellenförmige Oberflächenunebenheiten und Auflagerungen aufwiesen (Abb. 4.9 a, 4.10 a, 4.11 a, 4.12 a, 4.13 a).

Auf den rasterelektronischen Detailaufnahmen in 3000-facher Vergrößerung waren bei allen pulverstrahlinstrumentierten Prüfkörpern raue Oberflächen und ein generalisierter erosiver Abtrag der kompositären Matrix erkennbar (Abb. 4.9 b, 4.10 b, 4.11 b, 4.12 b, 4.13 b). Es traten weiterhin zahlreiche exponierte Füllkörper mit den dazugehörigen Porositäten im gesamten Kompositgefüge in Erscheinung. Wie bei den Übersichtsaufnahmen war es auch bei den Detailaufnahmen nicht möglich, charakteristische Oberflächenveränderungen, die aus der Anwendung eines bestimmten Pulvers resultierten, zu bestimmen.

Nach Anwendung des Referenzpoliersystems zeigten sich auf den rasterelektronischen Übersichtsaufnahmen mehrere nahezu parallel zueinander verlaufende Riefen (Abb. 4.14 a). Diese wiesen aufgrund der kreisenden Anwendung des Poliersystems eine leichte Bogenform auf. Die Bearbeitungsspuren lagen in verschiedenen starken Ausprägungen vor, was den unterschiedlichen Körnungen des Poliersystems sowie dem Unvermögen der feinsten Scheiben, die Riefen der gröberen Versionen einzuebnen, zuzuschreiben ist.

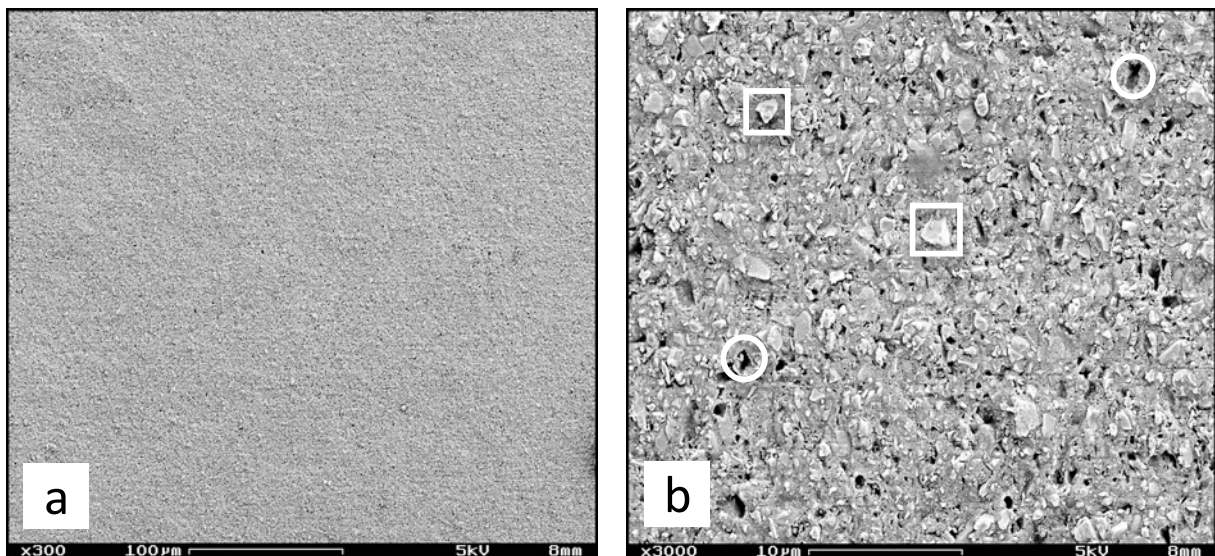
Auch auf den Detailaufnahmen der polierten Kompositprüfkörper waren die Bearbeitungsriefen erkennbar (Abb. 4.14 b). Es zeigten sich weiterhin auch hier Porositäten und aus dem adhäsiven Kompositverbund gelöste Füllkörper. Da jedoch durch die flexiblen Polierscheiben kein Abtrag der kompositären Matrix, sondern vielmehr die Bildung einer Schmierschicht stattgefunden hatte, war diese erosive Erscheinung deutlich weniger ausgeprägt als bei den pulverstrahlbehandelten Kompositoberflächen.

*Kompositoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P1*



**Abb. 4.9 a, b** REM-Aufnahmen von Kompositoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P1 (EMS Air Flow Classic) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Kreise kennzeichnen exemplarisch Porositäten, Quadrate exponierte Füllkörper.

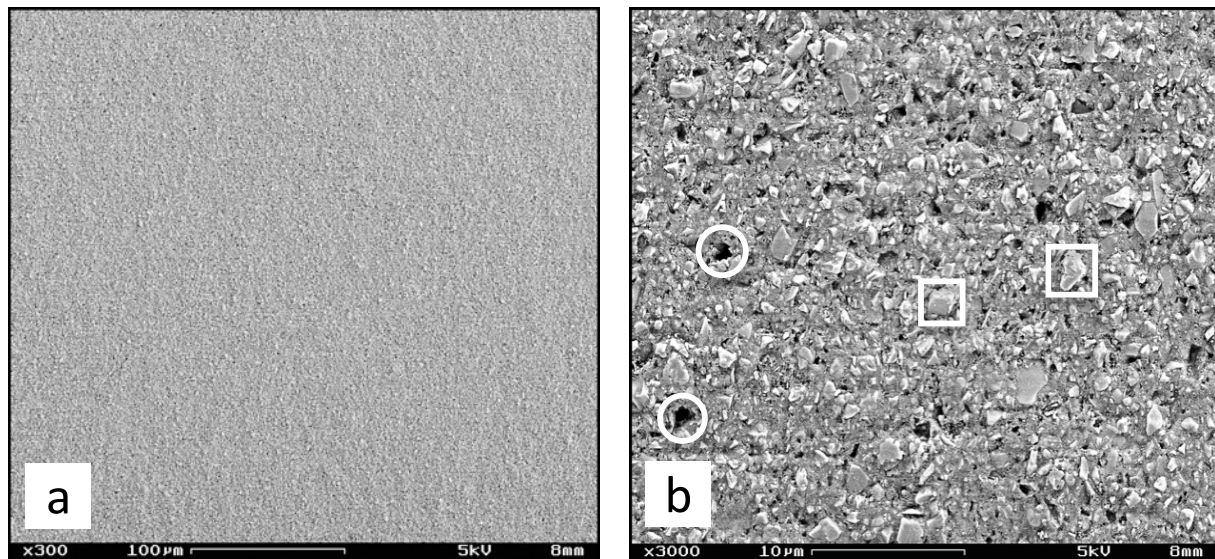
*Kompositoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P2*



**Abb. 4.10 a, b** REM-Aufnahmen von Kompositoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P2 (EMS Air Flow Soft) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Kreise kennzeichnen exemplarisch Porositäten, Quadrate exponierte Füllkörper.

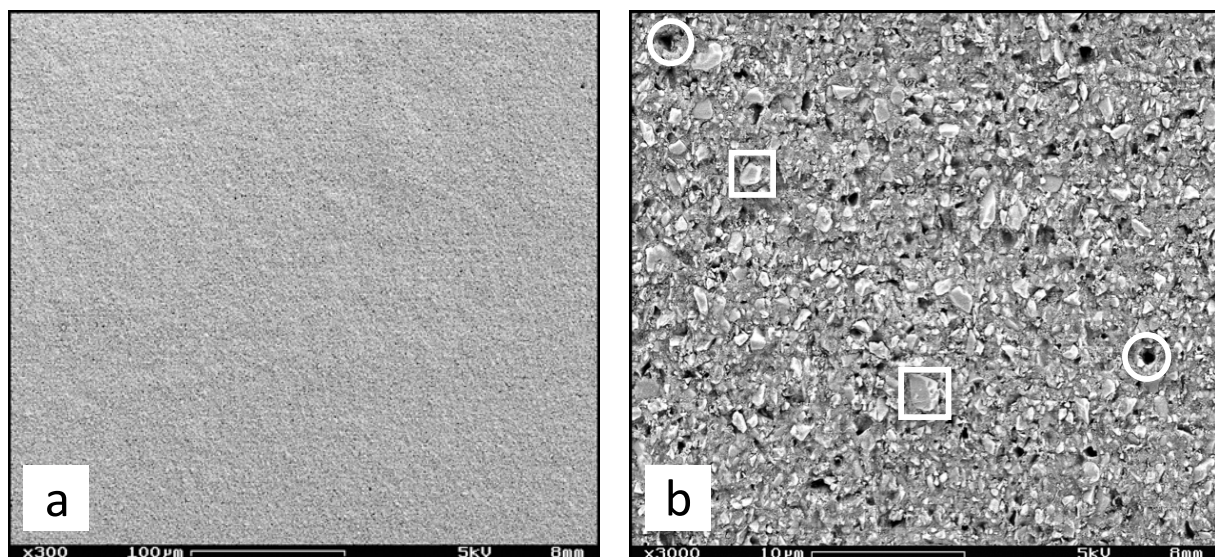


*Kompositoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P3*



**Abb. 4.11 a, b** REM-Aufnahmen von Kompositoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P3 (EMS Air Flow Perio) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Kreise kennzeichnen exemplarisch Porositäten, Quadrate exponierte Füllkörper.

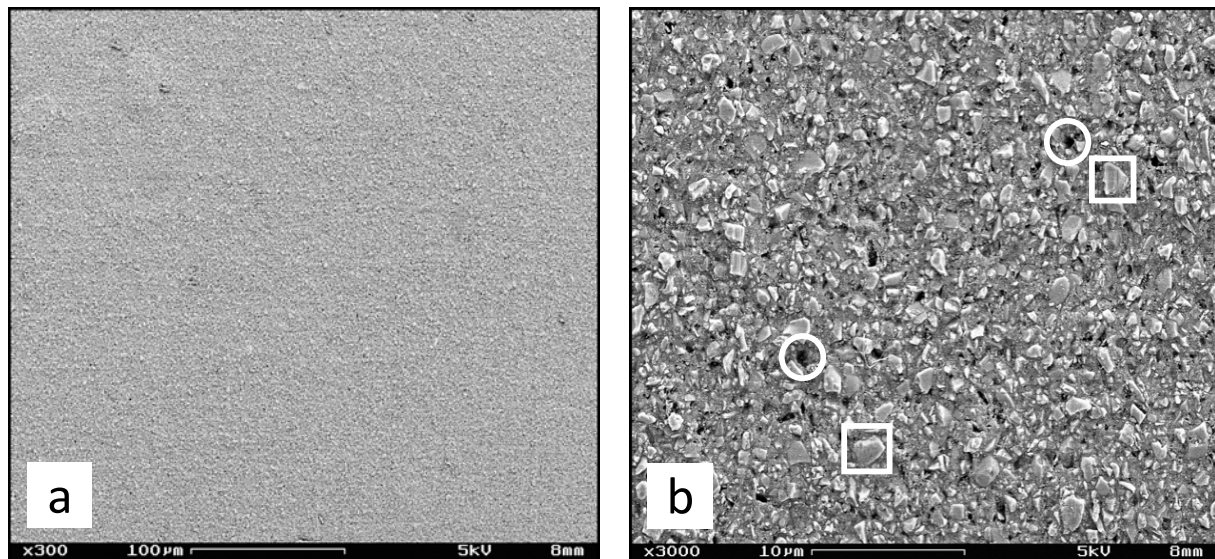
*Kompositoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P4*



**Abb. 4.12 a, b** REM-Aufnahmen von Kompositoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P4 (Dr. Wittmann Natriumbikarbonat Typ SF2) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Kreise kennzeichnen exemplarisch Porositäten, Quadrate exponierte Füllkörper.

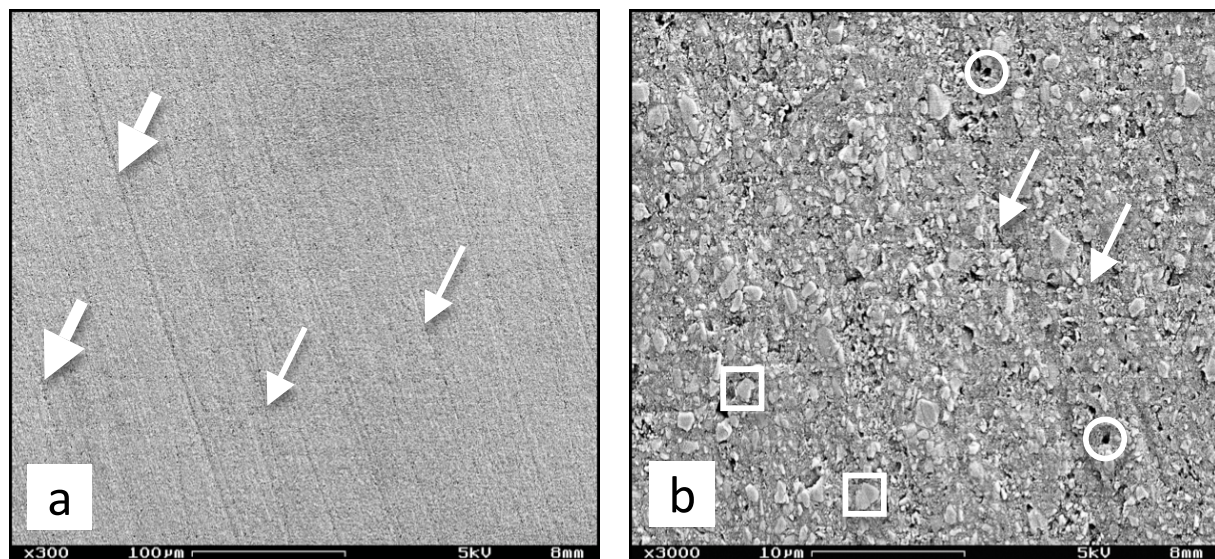


*Kompositoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P5*



**Abb. 4.13 a, b** REM-Aufnahmen von Kompositoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P5 (Dr. Wittmann Erythritol Typ P1) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Kreise kennzeichnen exemplarisch Porositäten, Quadrate exponierte Füllkörper.

*Kompositoberflächen nach Anwendung des Referenzpoliersystems*



**Abb. 4.14 a, b** REM-Aufnahmen von Kompositoberflächen nach Anwendung des Referenzpoliersystems (Sof-Lex Scheiben, 4-fach abgestuft) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch tiefe, dünne Pfeile flache Bearbeitungsriefen. Kreise weisen auf Porositäten, Quadrate auf exponierte Füllkörper hin.

#### 4.2.2 Beurteilung der Dentinoberflächen

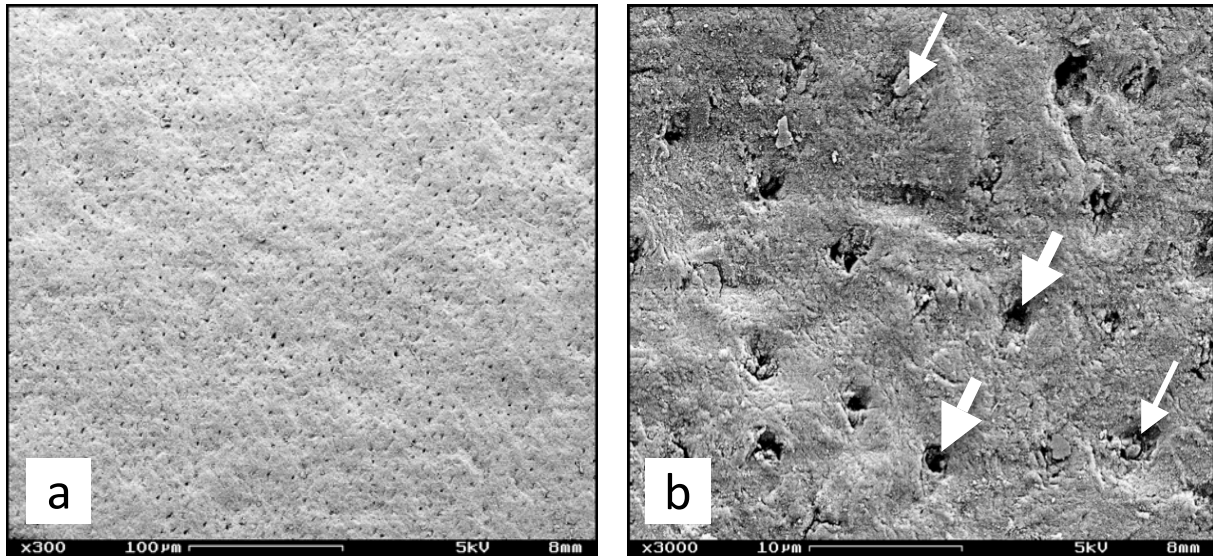
Die Übersichtsaufnahmen der Dentinprüfkörper, welche mit den Pulverstrahlapplikationen P1 bis P5 behandelt worden waren, zeigten wellige Oberflächen mit vielen klar erkennbaren Dentinkanälchen und unterschiedlich stark ausgeprägten Unregelmäßigkeiten. Da die Schliffpräparate von unterschiedlichen Zahnarealen stammten, waren auch die Tubuli je nach Anschnitt in verschiedenen Verlaufsrichtungen anzutreffen. Die Kanälchen der mit P1 und P4 instrumentierten Prüfkörper verliefen nahezu senkrecht (Abb. 4.15 a, 4.18 a), wohingegen die Kanälchen der mit P2, P3 und P5 bestrahlten Prüfkörper schräg angeschnitten waren (Abb. 4.16 a, 4.17 a, 4.19 a).

Auch auf den Detailaufnahmen der Dentinoberflächen ließen sich die Besonderheiten der Oberflächenreliefs und die Anschnittswinkel der Dentinkanälchen gut erkennen. Es waren weiterhin unterschiedliche Grade der Kanalobliteration und verschiedenartige Auflagerungen sichtbar. Die mit den  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvern P1 und P4 bestrahlten Oberflächen wiesen innerhalb des Testfelds die zerklüftetsten Oberflächen sowie eine vergleichsweise hohe Anzahl an partiell oder vollständig oblitierten Dentintubuli auf (Abb. 4.15 b, 4.18 b). Auf den mit P4 bestrahlten Dentinoberflächen zeigten sich weiterhin Rückstände des  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvers in Form von kristallin wirkenden, plättchenartigen Strukturen, welche in einigen Fällen ebenfalls für Obliterationen der Tubuli sorgten. Die Detailaufnahmen der mit den beiden Glycinpulvern P2 und P3 bestrahlten Dentinprüfkörper sahen sich sehr ähnlich. Auf beiden Bildern war zu sehen, dass die Dentinkanälchen im Bereich des Kanaleingangs größtenteils durchgängig waren und nur in wenigen Fällen partiell oder vollständig oblitiert wurden (Abb. 4.16 b, Abb. 4.17 b). Es traten weiterhin einige Trocknungsartefakte in Erscheinung. Die Tubuli der mit dem Erythritolpulver P5 bestrahlten Prüfkörper waren ebenfalls größtenteils durchgängig (Abb. 4.19 b). Auffällig war bei diesen Dentinoberflächen die Anwesenheit von multiplen, länglich-quaderförmigen Strukturen, bei welchen es sich offenbar um Rückstände der Erythritolpartikel handelte.

Die Oberflächen der nicht pulverstrahlbehandelten Referenzprüfkörper zeigten auf den Übersichts- und Detailaufnahmen im Vergleich zu den bestrahlten Exemplaren eine deutlich abweichende Struktur und Morphologie (Abb. 4.20 a, b). Auf beiden Bildern waren relativ plane Oberflächen zu sehen, auf welchen sich dünne Furchen und Kratzer abzeichneten. Auffällig war weiterhin die völlige Absenz von exponierten Dentintubuli.

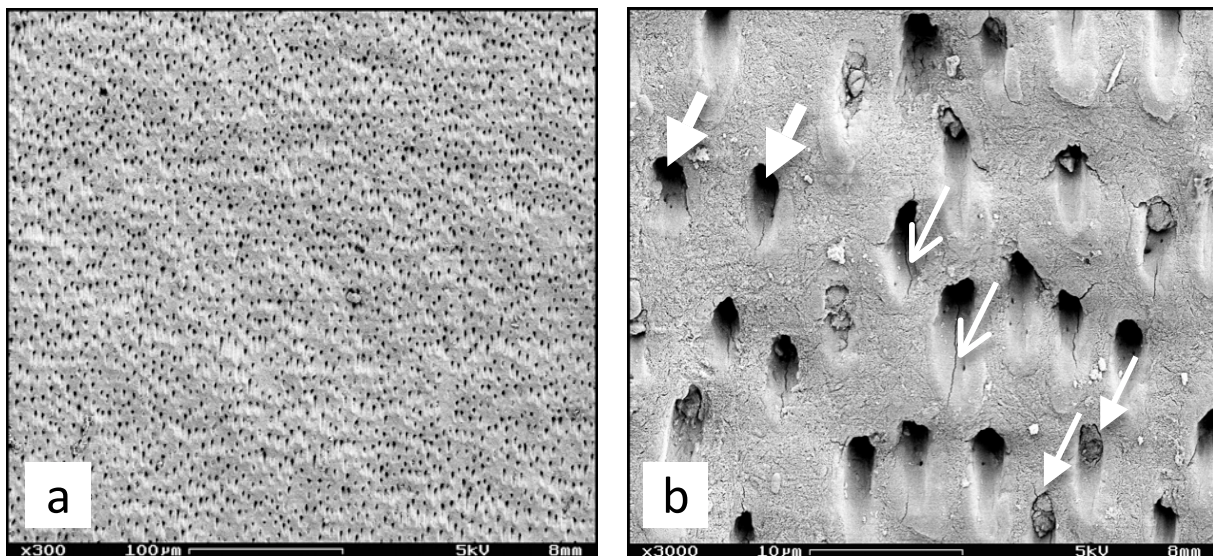


*Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P1*



**Abb. 4.15 a, b** REM-Aufnahmen von Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P1 (EMS Air Flow Classic) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch offene, dünne Pfeile partiell oder vollständig obliterierte Tubuli.

*Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P2*



**Abb. 4.16 a, b** REM-Aufnahmen von Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P2 (EMS Air Flow Soft) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch offene, dünne Pfeile partiell oder vollständig obliterierte Tubuli. Rahmenpfeile weisen auf Trocknungsartefakte hin.



*Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P3*

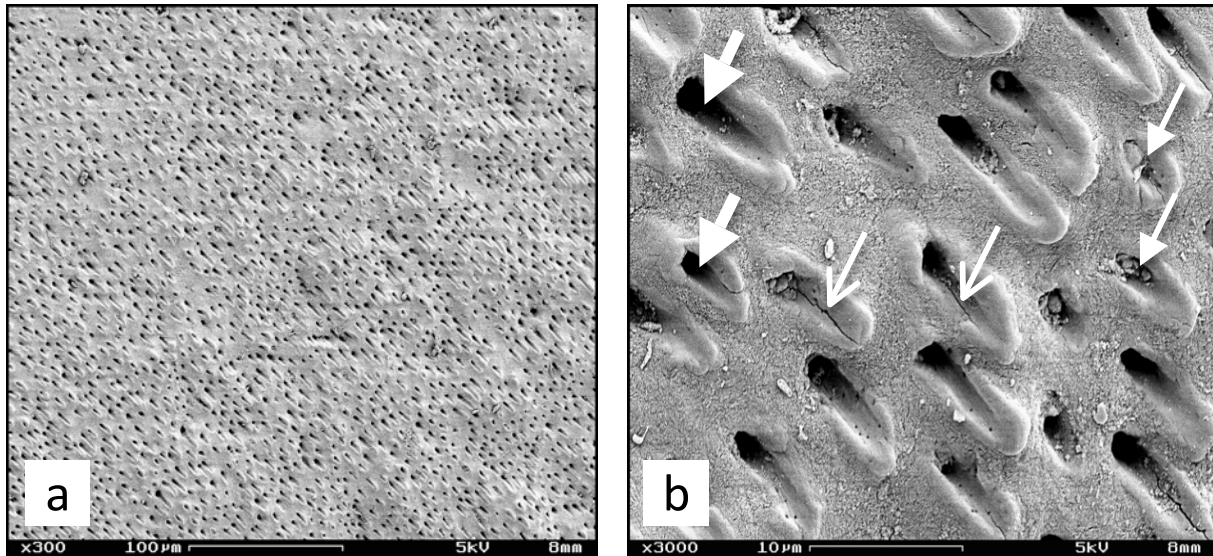


Abb. 4.17 a, b REM-Aufnahmen von Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P3 (EMS Air Flow Perio) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch offene, dünne Pfeile partiell oder vollständig obliterierte Tubuli. Rahmenpfeile weisen auf Trocknungsartefakte hin.

*Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P4*

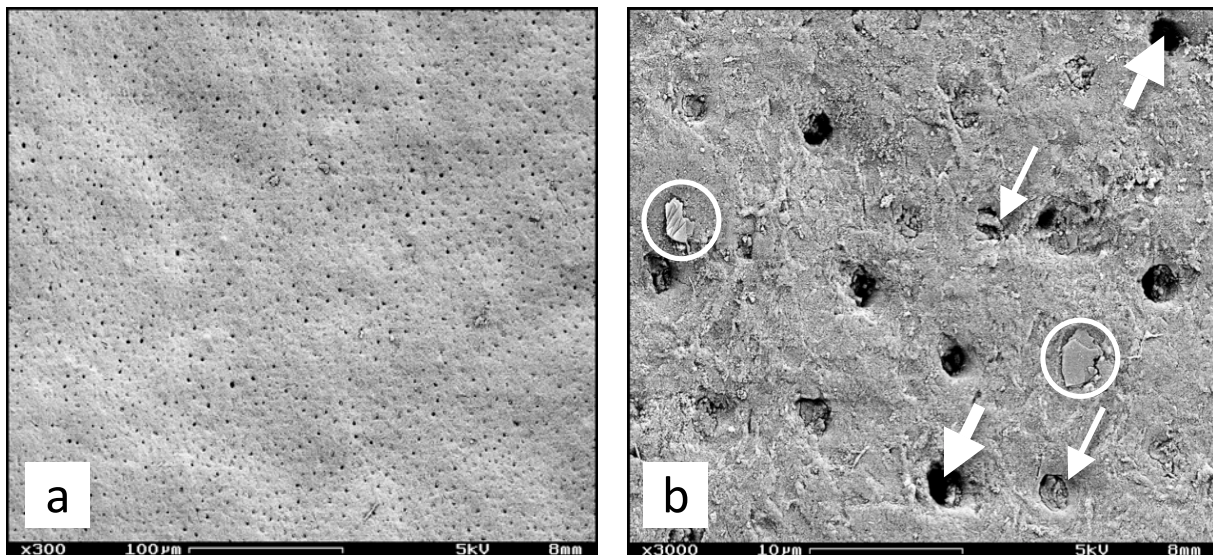


Abb. 4.18 a, b REM-Aufnahmen von Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P4 (Dr. Wittmann Natriumbikarbonat Typ SF2) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch offene, dünne Pfeile partiell oder vollständig obliterierte Tubuli. Kreise weisen auf Pulverrückstände hin.



*Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P5*

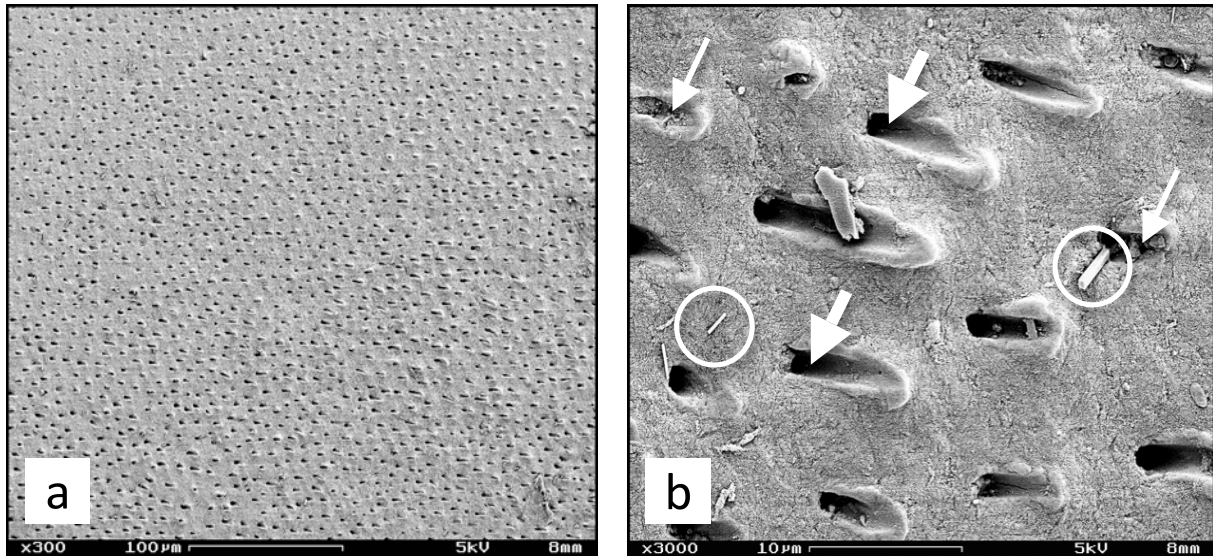


Abb. 4.19 a, b REM-Aufnahmen von Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P5 (Dr. Wittmann Erythritol Typ P1) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch offene, dünne Pfeile partiell oder vollständig obliterierte Tubuli. Kreise weisen auf Pulverrückstände hin.

*Dentinoberflächen nach ausgebliebener Oberflächenbearbeitung*

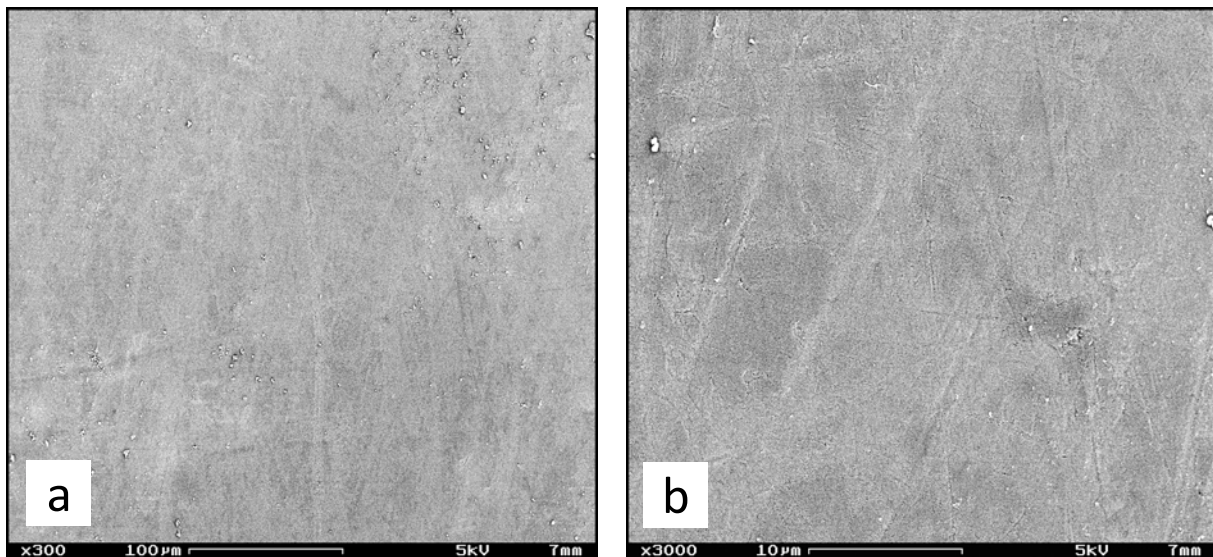


Abb. 4.20 a, b REM-Aufnahmen von vormals klinisch exponierten, nicht pulverstrahlbehandelten Dentinoberflächen in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b).

#### 4.2.3 Beurteilung der Schmelzoberflächen

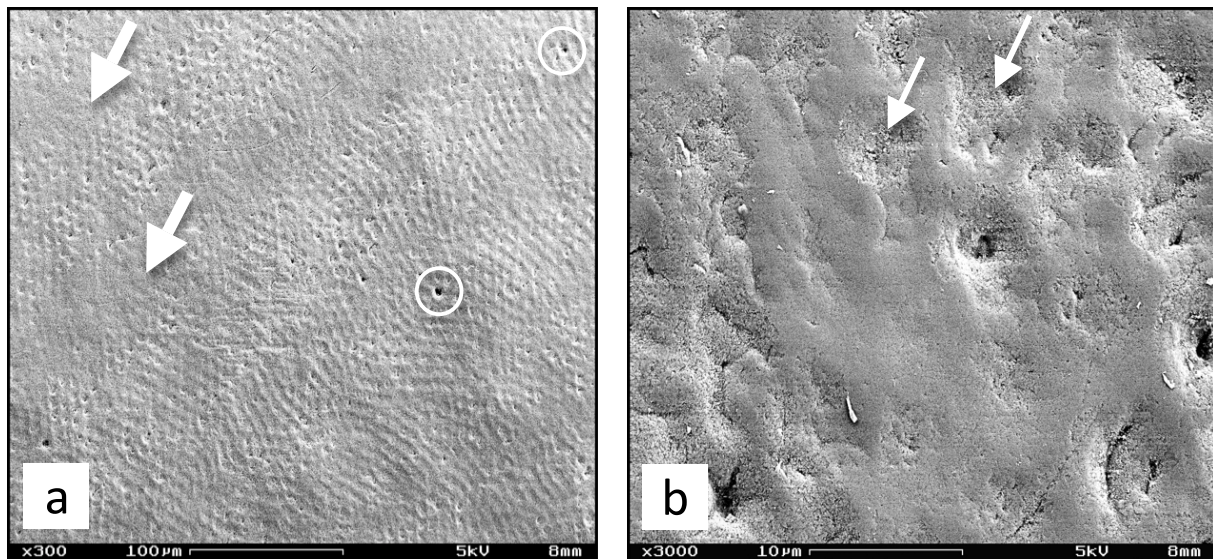
Bei der Beurteilung der rasterelektronischen Übersichts- und Detailaufnahmen der pulverstrahlbehandelten Schmelzoberflächen zeigten sich hinsichtlich der spezifischen Auswirkungen der einzelnen Pulver viele Gemeinsamkeiten. Auch die Oberflächen der unbearbeiteten Referenzschmelzprüfkörper sahen den bestrahlten Exemplaren sehr ähnlich. Aus diesem Grund werden im Folgenden sowohl die Aufnahmen der instrumentierten Schmelzoberflächen als auch die Referenzaufnahmen zusammen besprochen.

Auf den Übersichtsbildern aller Prüfkörperoberflächen war das typische Schmelzrelief mit Schmelzprismen und aus Schmelzwülsten und -furchen bestehenden wellenförmigen Perikymatien erkennbar (Abb. 4.21 a, 4.22 a, 4.23 a, 4.24 a, 4.25 a, 4.26 a). In einigen Fällen lagen Porositäten in Form von Micropits vor. Trotz der Kritischen-Punkt-Trocknung, welche im Rahmen der Prüfkörpervorbereitung für die REM-Untersuchung stattgefunden hatte, traten außerdem einige Trocknungsartefakte in Erscheinung. Die mit den beiden  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvern P1 und P4 bestrahlten Prüfkörper zeigten weiterhin ebenso wie die Referenzprüfkörper raue, stark strukturierte Oberflächen, wohingegen sich die mit den Glycinpulvern P2 und P3 und dem Erythritolpulver P5 instrumentierten Oberflächen vergleichsweise glatt darstellten.

Die gesamte Prismenstruktur sowie einzelne Schmelzkristallite ließen sich besonders auf den Detailaufnahmen gut erkennen (Abb. 4.21 b, 4.22 b, 4.23 b, 4.24 b, 4.25 b, 4.26 b). Bei diesen Bildern zeigten sich weiterhin in einigen Fällen ebenfalls solitäre Micropits und kleinere, der Schmelzoberfläche auflagerte Partikel. Die mit P2 instrumentierten Prüfkörper besaßen im direkten Vergleich aller Detailaufnahmen die glattesten Oberflächen mit den wenigsten Auflagerungen. Die Oberflächen der mit P4 instrumentierten Prüfkörper wiesen demgegenüber die rauesten und zerklüftetsten Oberflächen innerhalb des Testfelds auf.

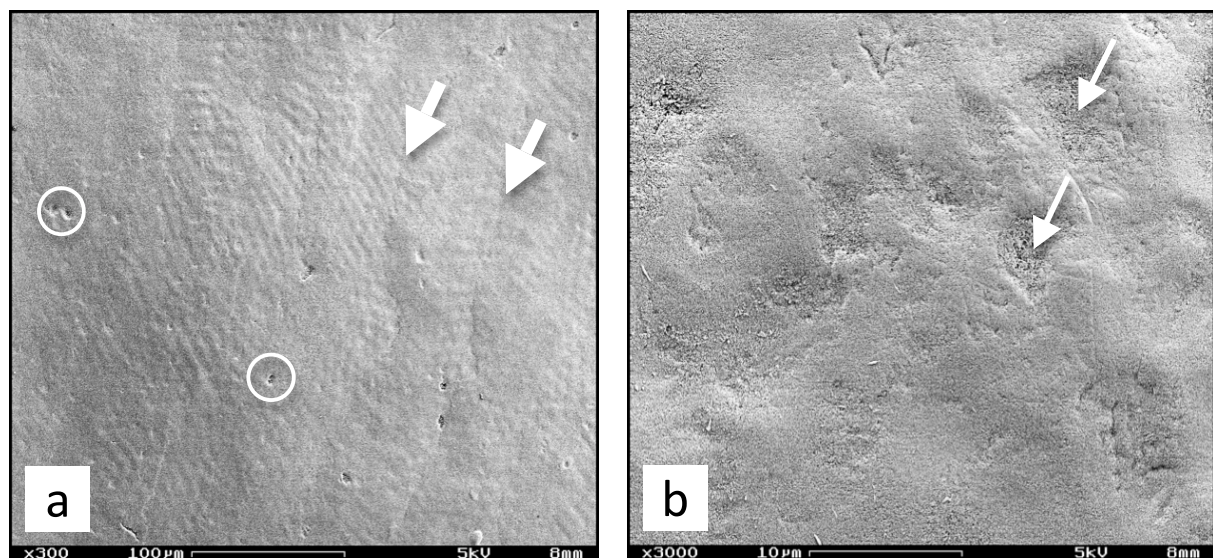


*Schmelzoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P1*



**Abb. 4.21 a, b** REM-Aufnahmen von Schmelzoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P1 (EMS Air Flow Classic) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch Perikymatientäler, dünne Pfeile Schmelzprismen und Kreise Micropits.

*Schmelzoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P2*



**Abb. 4.22 a, b** REM-Aufnahmen von Schmelzoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P2 (EMS Air Flow Soft) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch Perikymatientäler, dünne Pfeile Schmelzprismen und Kreise Micropits.



*Schmelzoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P3*

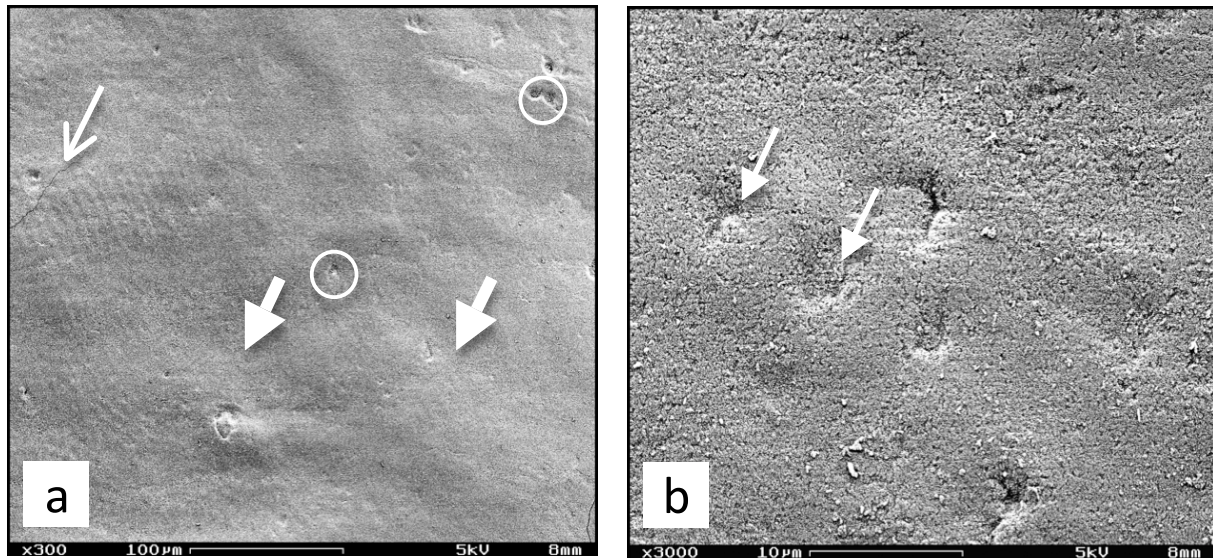


Abb. 4.23 a, b REM-Aufnahmen von Schmelzoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P3 (EMS Air Flow Perio) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch Perikymatientäler, dünne Pfeile Schmelzprismen und Kreise Micropits. Der Rahmenpfeil weist auf ein Trocknungsartefakt hin.

*Schmelzoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P4*

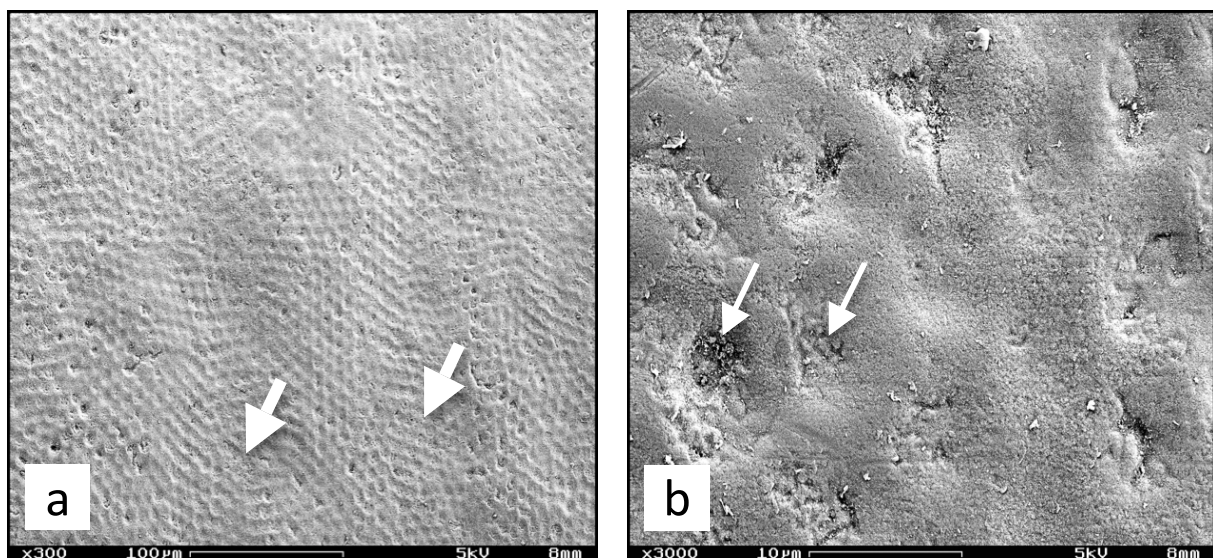
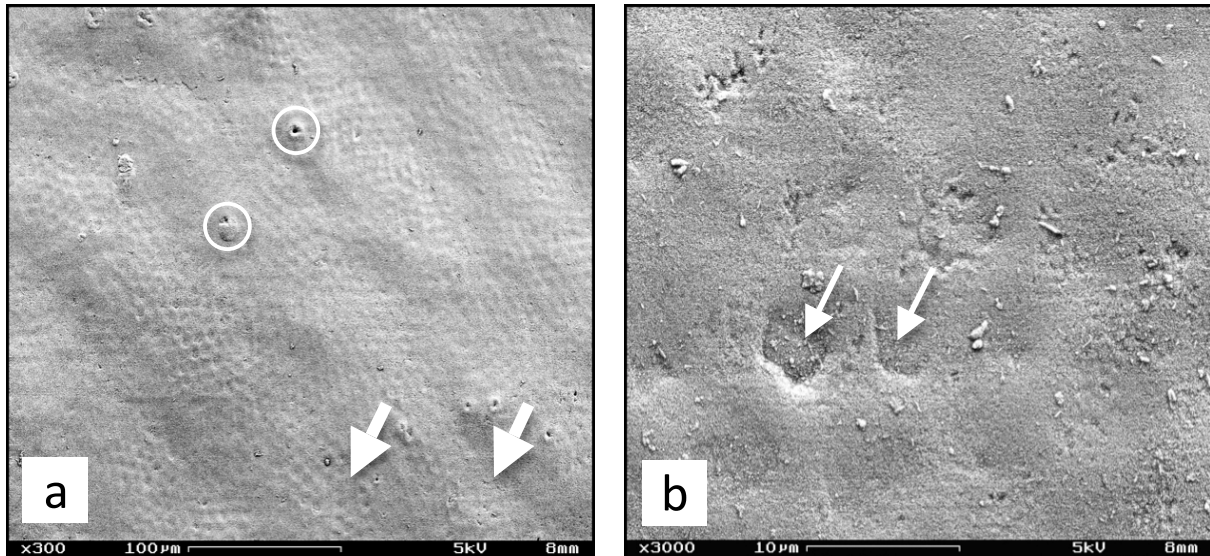


Abb. 4.24 a, b REM-Aufnahmen von Schmelzoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P4 (Dr. Wittmann Natriumbikarbonat Typ SF2) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch Perikymatientäler, dünne Pfeile Schmelzprismen.

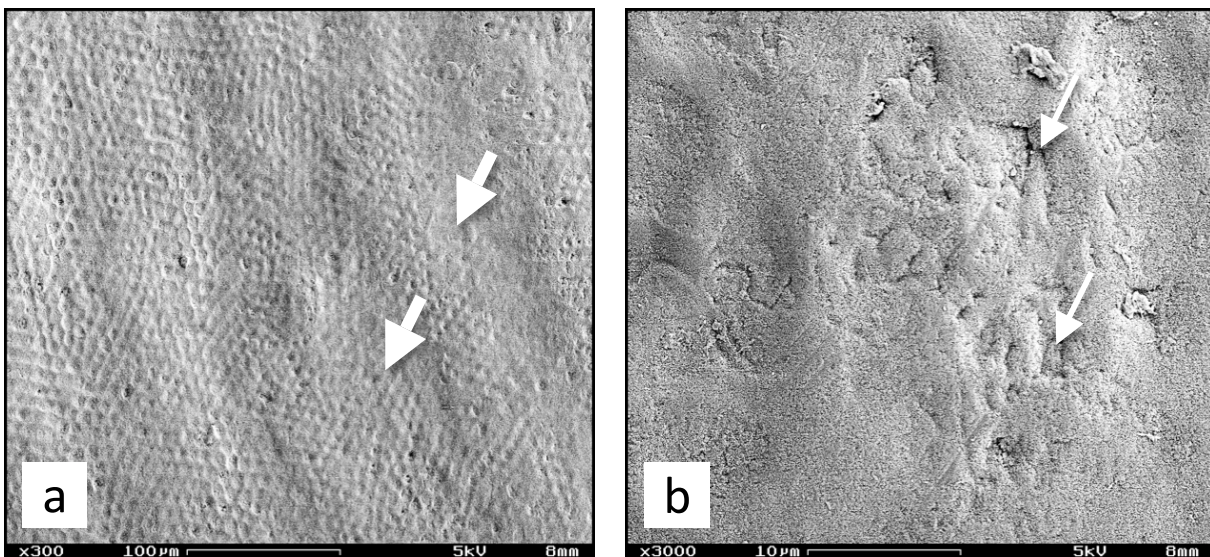


*Schmelzoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P5*



**Abb. 4.25 a, b** REM-Aufnahmen von Schmelzoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikation P5 (Dr. Wittmann Erythritol Typ P1) in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch Perikymatientäler, dünne Pfeile Schmelzprismen und Kreise Micropits.

*Unbearbeitete, native Schmelzoberflächen*



**Abb. 4.26 a, b** REM-Aufnahmen von nicht pulverstrahlbehandelten Schmelzoberflächen in den Vergrößerungen x300 (a) und x3000 (b). Dicke Pfeile kennzeichnen exemplarisch Perikymatientäler, dünne Pfeile Schmelzprismen.

#### 4.2.4 Beurteilung der Air-Flow-Pulver

Bei der deskriptiven Auswertung der rasterelektronischen Aufnahmen der fünf Air-Flow-Pulver wurde ersichtlich, dass sich Korngröße und Morphologie der einzelnen Pulverpartikel deutlich voneinander unterschieden. Die Partikel des ersten  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvers P1 zeigten eine große morphologische Vielfalt und traten in Form von meist scharfkantigen, zum Teil aber auch abgerundeten, plättchenartigen oder amorphen Strukturen in Erscheinung (Abb. 4.27 a, b). Es fiel weiterhin auf, dass die in dem Pulver enthaltenen Körner in vielen unterschiedlichen Größen vorkamen.

Bei den beiden Glycinpulvern P2 und P3 waren Kornpartikel erkennbar, welche in vielen Fällen länglich-kuboide oder irreguläre Formen aufwiesen (Abb. 4.28 a, b; 4.29 a, b). Die Pulverkörner von P2 waren dabei vergleichsweise groß und oftmals scharfkantig, wohingegen die Partikel von P3 geringere Dimensionen und eher abgerundete Formen aufwiesen.

Das zweite  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver P4 zeigte Pulverkörner mit einer Morphologie, welche der von P1 ähnelte (Abb. 4.30 b). Im Gegensatz zu dem ersten Pulver auf der Basis von Natriumhydrogencarbonat wies P4 jedoch überwiegend Partikel von deutlich geringerer Größe auf. Auch bei diesem Präparat waren allerdings einige isoliert liegende Pulverpartikel zu sehen, welche im Vergleich zu den übrigen Körnern über deutlich größere Dimensionen verfügten (Abb. 4.30 a).

Auf den Aufnahmen des Erythritolpulvers P5 war eine große Vielfalt an scheibchenartigen, kuboiden oder amorphen Pulverpartikeln erkennbar, deren Kanten und Ecken meistens abgerundet waren (Abb. 4.31 a, b). Die Größe der Pulverkörner unterlag auch bei diesem Air-Flow-Pulver einer hohen Streuung.



*Pulver P1*

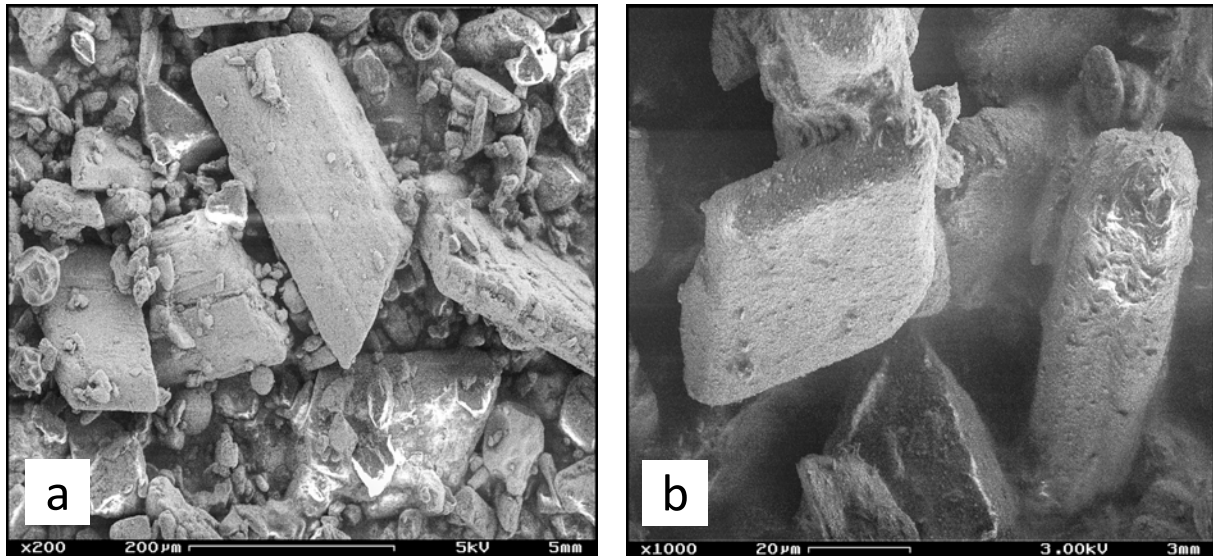


Abb. 4.27 a, b REM-Aufnahmen des Pulvers P1 (EMS Air Flow Classic) in den Vergrößerungen x200 (a) und x1000 (b). Der Medianwert der Partikelgröße (d50) liegt bei 60-65 µm.

*Pulver P2*

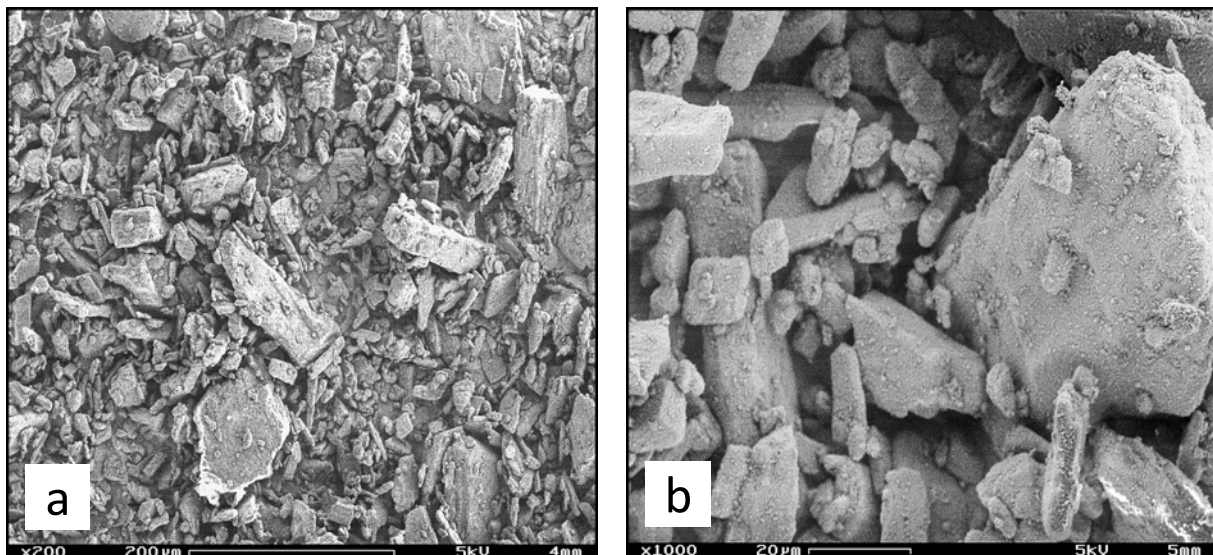


Abb. 4.28 a, b REM-Aufnahmen des Pulvers P2 (EMS Air Flow Soft) in den Vergrößerungen x200 (a) und x1000 (b). Der Medianwert der Partikelgröße (d50) liegt bei 60-65 µm.

*Pulver P3*

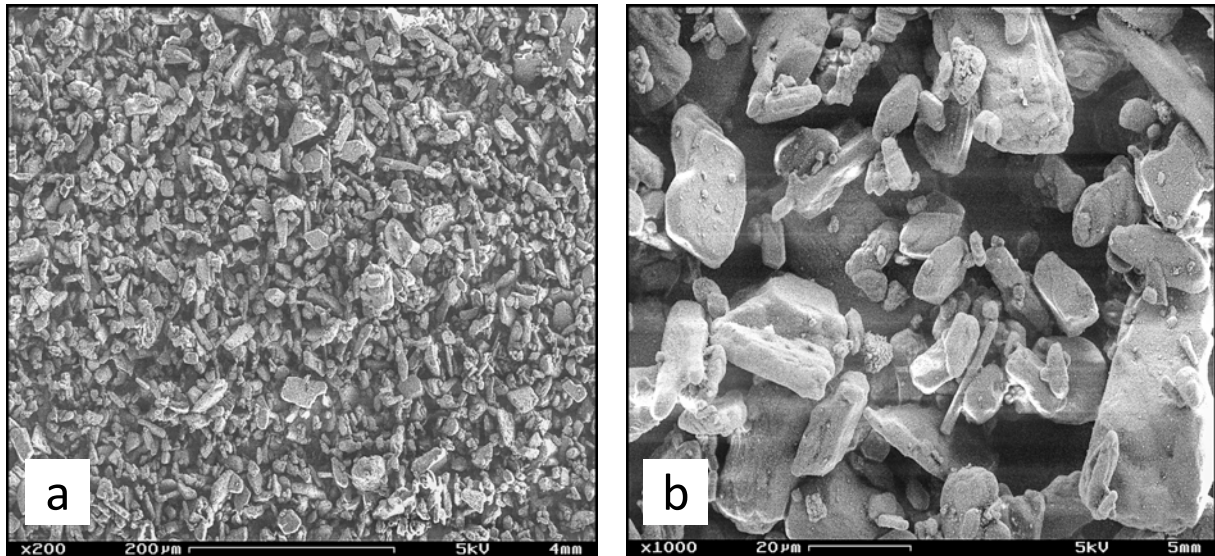


Abb. 4.29 a, b REM-Aufnahmen des Pulvers P3 (EMS Air Flow Perio) in den Vergrößerungen x200 (a) und x1000 (b). Der Medianwert der Partikelgröße (d50) liegt bei 18-20 µm.

*Pulver P4*

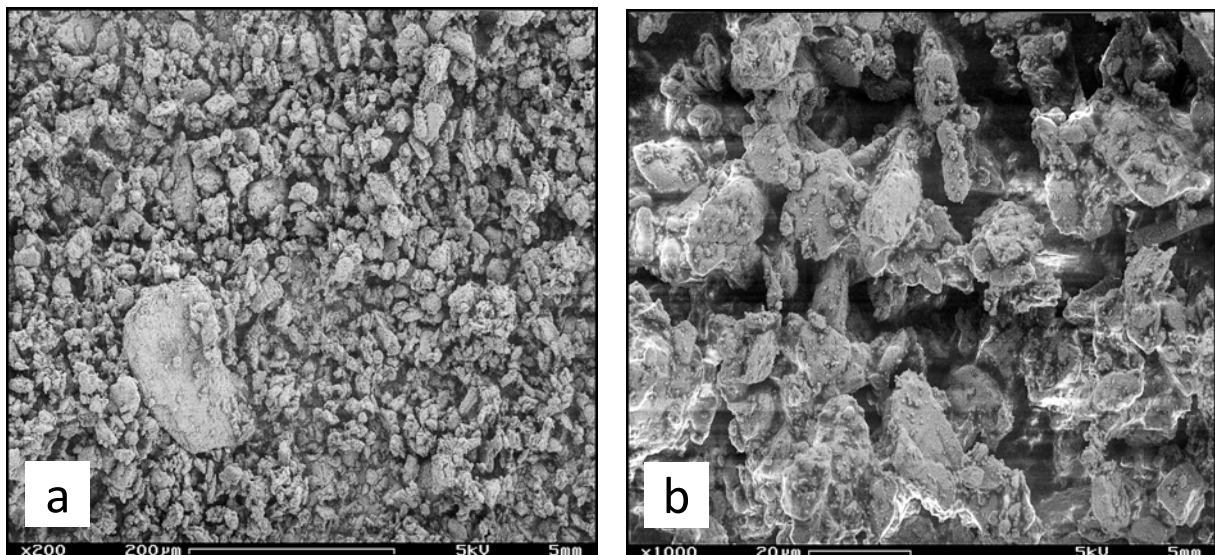
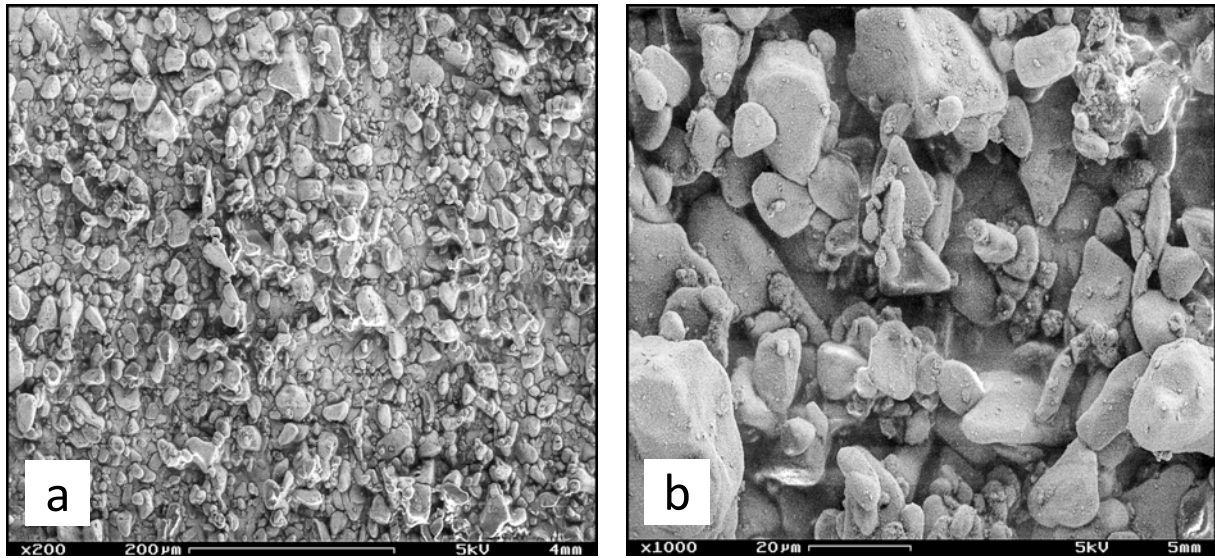


Abb. 4.30 a, b REM-Aufnahmen des Pulvers P4 (Dr. Wittmann Natriumbikarbonat Typ SF2) in den Vergrößerungen x200 (a) und x1000 (b). Der Medianwert der Partikelgröße (d50) liegt bei 12-14 µm.



*Pulver P5*



**Abb. 4.31 a, b** REM-Aufnahmen des Pulvers P5 (Dr. Wittmann Erythritol Typ P1) in den Vergrößerungen x200 (a) und x1000 (b). Der Medianwert der Partikelgröße (d50) liegt bei 12-15 µm.

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion der Methodik

#### 5.1.1 Studiendesign

Für die vorliegende Arbeit wurde ein In-vitro-Studiendesign gewählt, da die auf den Schmelz- und Dentinoberflächen nach Pulverstrahlbehandlung zu erwartenden Hartschubstanzdefekte in einer klinischen Untersuchung nicht zu verantworten gewesen wären. Auch im Schrifttum sind nur wenige Fälle vermerkt, in denen eine Pulverstrahlbehandlung in vivo stattfand und die Veränderungen auf den entsprechenden Oberflächen mit Hilfe der Replikatechnik extraoral analysiert wurden [Kontturi-Narhi et al. 1989, 1990; Leckel et al. 1989]. Bei diesen Untersuchungen wurden eventuell auftretende Oberflächendefekte in Kauf genommen, um die Effizienz und Effektivität des damals relativ neuen  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvers zu bestimmen. Der Fokus der vorliegenden Arbeit lag im Gegensatz dazu auf einer vergleichenden Betrachtung unterschiedlicher konventioneller und neu entwickelter Pulverstrahlapplikationen. Dieses Vorhaben erforderte standardisierte und reproduzierbare Versuchsbedingungen, welche sich nur in vitro realisieren ließen.

#### 5.1.2 Untersuchte Substrate und Pulverstrahlapplikationen

##### *Komposit*

Hybridkomposite stellen innerhalb der großen Materialgruppe der Komposite die Referenz für den klinischen Alltag dar, da sie einerseits universell einsetzbar sind und sich andererseits hinsichtlich Polierbarkeit, Ästhetik und Verschleißverhalten bewährt haben [Illie und Hickel 2011; Kaplan et al. 1996]. Es wurde aus diesem Grund als erstes von drei zu untersuchenden Substraten ein modernes Submikrometerhybridkomposit ausgewählt. Aus diesem Material wurden unter reproduzierbaren Bedingungen Kompositblöckchen hergestellt und im Anschluss plangeschliffen. Diese Oberflächenbearbeitung der Prüfkörper diente der Entfernung der füllstoffarmen Sauerstoffinhibitionsschicht, welche die physikalischen und mechanischen Eigenschaften des Komposits

möglicherweise nachteilig beeinflusst hätte [Krejci et al. 1999]. In Voruntersuchungen war außerdem erkennbar, dass die Oberflächenbearbeitung mit feinen Sandpapierscheiben auf den Kompositoberflächen zu ähnlichen Rauheitswerten führte wie eine Politur mit flexiblen  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -beschichteten Scheiben. Da die Politur von Kompositoberflächen mit dieser Methode als klinischer Standard gilt [Jung et al. 2003; Wilson et al. 1990], erschien es einerseits sinnvoll, auch bei den Prüfkörpern der vorliegenden In-vitro-Untersuchung entsprechende Oberflächen zu erzeugen, welche auf diese Weise intra-oralen Füllungsflächen näherungsweise ähnelten. Andererseits war die Politur mit den flexiblen Disks das Verfahren der Wahl, um aus zehn Kompositblöckchen Referenzprüfkörper zu generieren. Die polierten Referenzoberflächen ermöglichten es dabei erst, die Rauheitswerte der pulverstrahlinstrumentierten Prüfkörper in Kontext zu setzen und vergleichend zu betrachten.

Die Oberflächenbearbeitung der Kompositprüfkörper mit Hilfe des maschinellen Polierrotors diente letztlich auch dazu, eine Vergleichbarkeit zu Untersuchungen mit ähnlichem Studiendesign und experimentellen Versuchsaufbau herzustellen [Eliades et al. 1991; Pelka et al. 2010b; Yap et al. 2005]. In der Literatur sind jedoch auch Fälle bekannt, in welchen auf die Planpolitur verzichtet wurde [Arabaci et al. 2007; Lubow und Cooley 1986] oder in welchen die Pulverstrahlbehandlung an extrahierten, mit Kompositrestaurationen versehenen natürlichen Zähnen durchgeführt wurde [Barnes et al. 1987; Gorfil et al. 1989; Hügelmeyer 1989; Johnson et al. 2004]. Ergebnisvergleiche zu den entsprechenden Arbeiten dürfen daher nur unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Versuchsbedingungen erfolgen.

### *Dentin*

Als zweites Substrat kam Dentin zur Anwendung. Die Wahl fiel auf dieses Hartgewebe, da die Pulverstrahlbehandlung mit niedrigabrasiven Glycinkristallen vor allem im Rahmen der subgingivalen Wurzeldeposition in den letzten Jahren eine große Akzeptanz gewinnen konnte [Flemmig et al. 2007, 2012; Moene et al. 2010; Petersilka 2011; Petersilka et al. 2003a, c, d; Wennstrom et al. 2011]. Es besteht weiterhin auch während der Behandlung mit einem Standard- $\text{NaHCO}_3$ -Pulver die Möglichkeit, dass irrtümlicherweise freiliegende Dentinareale instrumentiert werden. Auch aus diesem Grund war es von Interesse zu untersuchen, welche Veränderungen auf den Oberflächen dieses Gewebes bei der Anwendung unterschiedlicher Pulverstrahlapplikationen auftreten.

Die Dentinprüfkörper wurden im Zuge des Herstellungsprozesses der Schmelzprüfkörper gewonnen, erfuhren jedoch im Gegensatz zu diesen eine maschinelle Oberflächenbearbeitung. Die Alternative zu den Schliffpräparaten wären unbehandelte Dentinbeziehungsweise Wurzeloberflächen gewesen, welche auch in einigen thematisch ähnlichen Untersuchungen Verwendung gefunden haben [Agger et al. 2001; Atkinson et al. 1984; Berkstein et al. 1987; Boyde 1984; de Boever und Vande Velde 1985; Galloway und Pashley 1987; Horning et al. 1987; Petersilka et al. 2003a, b]. Bei Verwendung der nicht oberflächenbehandelten Dentinpräparate hätte jedoch die Absenz von Wurzelzement, Fasern, Konkrementen, Abrasionen, kariösen Läsionen und mechanischen Bearbeitungsspuren gewährleistet sein müssen. Dies wäre mit einem großen untersuchungstechnischen Aufwand verbunden gewesen und hätte hinsichtlich der Prüfkörperoberflächen keine identischen Voraussetzungen garantiert. Es wurde daher den Schliffpräparaten der Vorzug gegeben.

Auch für die Gruppe der Dentinprüfkörper mussten Referenzrauheitswerte bestimmt werden, anhand derer eine Einordnung der entsprechenden Werte der pulverstrahlbehandelten Oberflächen erfolgen konnte. Anders als bei den eigentlichen Versuchsreihen wurden in diesem Falle natürliche Wurzeloberflächen ausgewählt. Die Prüfkörper durften allerdings nicht beliebigen extrahierten Zähnen entnommen werden. Es musste vielmehr sichergestellt sein, dass diese von Zähnen abstammten, welche bereits in der Mundhöhle über freiliegende Dentinareale verfügten. Nur so konnte näherungsweise sichergestellt werden, dass keine Auflagerungen die Messergebnisse verfälschten.

Bevor die ReferenzdentinOberflächen hinsichtlich der Rauheitswerte analysiert werden konnten, musste bei jedem Prüfkörper die aus Speichelproteinen und -glykoproteinen bestehende Pellikel entfernt werden. Dies erfolgte durch ein gründliches Abreiben der Oberflächen mit Kunststoffschwämmchen, welche in einem ersten Durchgang angefeuchtet und in einem zweiten Durchgang trocken zur Anwendung kamen. Auf diese Weise wurde selektiv die äußere, je nach Lokalisation globuläre oder granuläre Pellikelschicht entfernt, während die innere Basalschicht auf den DentinOberflächen verblieb [Hannig et al. 2005]. Die Hartsubstanzen konnten durch dieses Verfahren keinen Schaden nehmen, was bei einer vollständigen Entfernung beider Pellikelschichten, beispielsweise durch eine 60-minütige EDTA-Immersion, nicht gewährleistet gewesen wäre.



### *Schmelz*

Das dritte Substrat, auf dessen Oberflächen die Auswirkungen der fünf Pulverstrahlapplikationen evaluiert wurden, war humaner Zahnschmelz. Die Wahl fiel auf dieses Substrat, da im Schrifttum zwar die Auswirkungen der NaHCO<sub>3</sub>-basierten Pulverstrahlbehandlung gut dokumentiert sind [Boyde 1984; de Boever und Vande Velde 1985; Galloway und Pashley 1987; Garcia-Godoy und Medlock 1988; Gerbo et al. 1993b; Hosoya und Johnston 1989; Hügelmeyer 1989; Jost-Brinkmann 1998b; Leckel et al. 1989; Newman et al. 1985; Willmann et al. 1980], die der neueren Pulver Glycin und Erythritol jedoch zum gegenwärtigen Zeitpunkt noch fehlen.

Bei Vorversuchen mit plangeschliffenen Schmelzprüfkörpern zeigten die pulverstrahlbehandelten Oberflächen bei einer Anwendungsdauer von 5 s nur geringe Veränderungen, so dass die maximalen Defekttiefen und Volumenverluste im Rahmen der quantitativen Evaluierung nicht messbar waren. Aus diesem Grund wurde bei der Gruppe der Schmelzprüfkörper festgelegt, ausschließlich Oberflächenrauheitswerte zu untersuchen. In der Absicht, die zu untersuchenden Prüfkörper dem intraoralen Zustand anzunähern, wurden alle Versuchsreihen weiterhin nicht mit Schliffpräparaten, sondern mit natürlichen, unbearbeiteten Schmelzoberflächen durchgeführt. In Analogie zu der Herstellung der Referenzdentinprüfkörper fand auch hier vor der Baseline-Rauheitsmessung und dem anschließenden Bestrahlungsvorgang eine Pellikelentfernung statt.

### *Pulverstrahlapplikationen*

Fünf Air-Flow-Pulver wurden hinsichtlich ihrer Abrasivität bei der Anwendung auf Komposit- und Zahnoberflächen untersucht. Bei drei Präparaten handelte es sich dabei um konventionelle, im Handel erhältliche und klinisch bewährte Pulver auf der Basis von Natriumhydrogencarbonat und Glycin. Die verbleibenden zwei Präparate waren experimenteller Natur und beinhalteten Erythritol- und besonders feinkörnige NaHCO<sub>3</sub>-Partikel. Bei der Auswahl der Pulver wurde darauf geachtet, neben einer großen Vielfalt in Hinblick auf die Abrasivpartikel auch Produkte mit möglichst unterschiedlichen Korngrößen zu verwenden. Es kann nämlich durchaus ein Zusammenhang zwischen der Partikelgröße eines Pulvers und den Oberflächenveränderungen, welche nach dessen Anwendung auftreten, bestehen [Tada et al. 2010].

### 5.1.3 Experimenteller Versuchsaufbau

#### *Geräteparameter*

Die Parameter zur Einstellung des PWS orientierten sich an den Empfehlungen des Herstellers und wurden während aller Bestrahlungsvorgänge konstant gehalten. So wurde der Fokus der Untersuchung auf eine vergleichende Betrachtung der fünf Pulverstrahlapplikationen gerichtet und ein etwaiger Einfluss unterschiedlicher Geräteeinstellungen eliminiert [Pelka et al. 2010b].

Der Abstand der Pulverstrahldüse von den Prüfkörperoberflächen betrug 4 mm, was im Bereich der vom Hersteller empfohlenen Distanz von 3-5 mm liegt. Für die Wasser- und Pulverdurchsätze wurden ebenfalls mittlere Einstellungen gewählt und die Pulverkammer wurde nach jedem Bestrahlungsvorgang wieder bis zum maximalen Füllstand aufgefüllt. Diese Maßnahme stellte einen gleichbleibenden Pulverausstoß sicher [Petersilka et al. 2002]. Ein Kompressor gewährleistete weiterhin eine von der Hausversorgung unabhängige Druckluftzufuhr, welche konstant 5,5 bar betrug.

Der Hersteller des in der vorliegenden Studie verwendeten PWS empfiehlt, einen Anstellwinkel von 30-60° zwischen der Air-Flow-Düse und der zu bestrahlenden Oberfläche einzuhalten. Durch die Wahl eines solchen Winkels hätten die auf den Prüfkörperoberflächen zu erwartenden kraterförmigen Defekte jedoch möglicherweise Unterschnitte aufgewiesen, welche durch das optische Messsystem nur unzureichend zu quantifizieren gewesen wären. Ein Anstellwinkel von 90° erschien aus dem genannten Grund als die bessere Wahl. Diese wurde außerdem durch die Tatsache bekräftigt, dass bei der Pulverstrahlinstrumentierung von Wurzeloberflächen hinsichtlich der resultierenden Defekte zwischen den Winkeln 45° und 90° keine signifikanten Unterschiede auftreten [Petersilka et al. 2003b; Tada et al. 2010].

#### *Statischer vs. dynamischer Versuchsaufbau*

Ein Versuchsaufbau mit statischer Fixierung der Air-Flow-Düse führt dazu, dass der Luft-Wasser-Pulverstrahl punktförmig auf die Prüfkörperoberflächen auftrifft. Zusammen mit einem Anstellwinkel von 90° werden die Abrasivpartikel während des Bestrahlungsvorgangs nach initialem Kontakt mit der Materialoberfläche vorerst noch lateral ausgelenkt, was zu einer nahezu runden, flächenhaften Abrasionserscheinung führt. Mit zunehmender Bestrahlungsdauer bildet sich dann im Zentrum der Abrasionszone ein kraterförmiger Defekt. In dieser Mulde werden die Pulverkörner tendenziell nicht mehr

nur lateral ausgelenkt, sondern nach mehreren Kontakten mit der Materialoberfläche wieder von dieser reflektiert. Durch die beschriebenen Phänomene bei der punktförmigen Bestrahlung wird der Oberflächendefekt letztendlich immer stärker ausgeweitet und vertieft und die wirkliche, durch eine dynamischen Anwendung hervorgerufene Abrasivität einer Pulverstrahlanwendung so möglicherweise falsch eingeschätzt [Galloway und Pashley 1987]. Erfolgt die Air-Flow-Anwendung nämlich in der Art und Weise, dass die Düse während der Anwendung über die zu instrumentierenden Oberflächen bewegt wird, so treten keine muldenförmigen, sondern flächenhafte Defekte auf [Barnes et al. 1987; Boyde 1984; Carr et al. 2002; Gerbo et al. 1993b; Johnson et al. 2004; Kontturi-Narhi et al. 1990; Reel et al. 1989].

Auch unter klinischen Bedingungen sollte der Luft-Wasser-Pulverstrahl nicht starr auf eine Stelle des Zahnes gerichtet, sondern unter kreisenden Bewegungen vom Sulkus zur Inzisalkante beziehungsweise Okklusalfäche geführt werden [Gerbo et al. 1993a]. Die Übertragung dieser dynamischen Arbeitsweise auf ein In-vitro-Studiendesign hätte eine motorisierte Präzisionsapparatur erfordert, um während der Bewegung des Air-Flow-Handstücks einen konstanten Abstand der Düse zu der Prüfkörperoberfläche sicherstellen zu können [Reel et al. 1989]. Die Alternative hierzu wäre der Verzicht auf ein solches Gerät, eine manuelle Bewegung des Handstücks und ein nur näherungsweise einzuhaltender Bestrahlungsabstand gewesen [Barnes et al. 1987; Boyde 1984; Carr et al. 2002; Gerbo et al. 1993b; Johnson et al. 2004]. Da jedoch gerade der Bestrahlungsabstand das Ausmaß der Veränderungen auf den instrumentierten Oberflächen nachhaltig beeinflusst [Petersilka et al. 2003b; Walmsley et al. 1987], kam der letztgenannte Versuchsaufbau nicht in Frage.

Generell sprachen gegen eine dynamische und für eine statische Ausrichtung des Studiendesigns neben der Tatsache, dass auch die Anfertigung der beschriebenen Apparatur nicht praktikabel erschien, noch mehrere weitere Aspekte. So kann der Behandler im klinischen Alltag durchaus dazu tendieren, im Falle hartnäckiger Auflagerungen den Luft-Wasser-Pulverstrahl auch für längere Zeit punktförmig auf ein bestimmtes Zahnareal zu richten [Agger et al. 2001]. Weiterhin macht es vermutlich in Hinblick auf die resultierenden Defekte keinen Unterschied, ob Wurzeloberflächen einmal lang oder im Rahmen der Erhaltungstherapie wiederholt kurz instrumentiert werden [Atkinson et al. 1984]. Es wurde aufgrund der genannten Punkte einem statischen Studiendesign der Vorzug gegeben. Wie bei der Mehrheit der In-vitro-Untersuchungen mit ähnlicher Thematik stellte dabei ein experimenteller, starrer Stativaufbau einen unveränderlichen

Bestrahlungsabstand und Anstellwinkel sicher [Agger et al. 2001; Atkinson et al. 1984; Eliades et al. 1991; Galloway und Pashley 1987; Pelka et al. 2010a, b; Petersilka et al. 2003a, b; Tada et al. 2010].

### *Bestrahlungszeit*

Während einer klinischen Pulverstrahlbehandlung wird jedes Areal einer Zahnoberfläche für ungefähr 0,5 s [Atkinson et al. 1984] und die gesamte Zahnoberfläche für 3,23 s [Berkstein et al. 1987] bestrahlt. Basierend auf diesen Erkenntnissen wurde für alle Versuchsreihen eine Instrumentierungsdauer von 5 s gewählt. Diese könnte beispielsweise durch die Aufsummierung von mehreren Air-Flow-Behandlungen während halbjährlicher Erhaltungstherapien für die Dauer von 5 Jahren oder aber durch weniger, dafür jedoch länger andauernde Bestrahlungsstöße zustande kommen [Agger et al. 2001; Johnson et al. 2004]. Eine kürzere Bestrahlungszeit wurde als nicht sinnvoll erachtet, da sich viele thematisch ähnliche Pulverstrahlstudien ebenfalls auf mindestens 5 s festgelegt hatten und so die Vergleichbarkeit zu der eigenen Untersuchung gegeben war. Eine längere Anwendungsdauer kam aber ebenfalls nicht in Betracht, da während Voruntersuchungen bereits bei einer 5-sekündigen Bestrahlung einwandfrei zu quantifizierende Oberflächendefekte bei den Komposit- und Dentinprüfkörpern sowie Aufrauungen bei den Schmelzprüfkörpern auftraten. Auch werden die in vielen Studien länger andauernden Bestrahlungsvorgänge oft damit begründet, dass die Gesamtzeit einer Kumulation vieler Einzelzeiten während der Erhaltungstherapie entspricht [Atkinson et al. 1984; Berkstein et al. 1987]. Dies lässt nach Extrapolation der eigenen Daten beziehungsweise Interpolation der Fremddaten einen Ergebnisvergleich durchaus zu [Petersilka 2011].

## 5.1.4 Quantitative Oberflächenevaluierung

### *Wahl des Oberflächenmesssystems*

Aufgrund des statischen Versuchsdesigns hinterließen die Pulverstrahlapplikationen auf den Prüfkörperoberflächen 3D-Defekte. Diese wären durch Standardmethoden der Oberflächenevaluierung wie dem Tastschnittverfahren nur unter großem Aufwand zu quantifizieren gewesen, da jeweils mehrere 2D-Schnitte angefertigt und zu einem 3D-Bild hätten verrechnet werden müssen [Pelka et al. 2010b]. Aus diesem Grund

fanden weder das mechanische noch das optische Tastschnittverfahren bei der Auswertung der Prüfkörperoberflächen Verwendung.

Die Methode der Wahl zur Oberflächenbeurteilung war die berührungslose, dreidimensionale Abstandsmessung mit Hilfe eines chromatischen Weißlichtsensors. Mit diesem Verfahren konnten einfach, reproduzierbar und detailliert in jeweils zwei Messvorgängen die Prüfkörperoberflächen evaluiert sowie im Anschluss mit Hilfe der dazugehörigen Software Volumenverluste, Defekttiefen und Rauheitsparameter berechnet werden. Die laterale Auflösung des eingesetzten Sensors betrug 1-2  $\mu\text{m}$ , wodurch auch feinste Strukturen auf den Messflächen erfasst wurden. Diese hohe Auflösung moderner Oberflächenmessgeräte limitierte jedoch gleichzeitig auch die Vergleichbarkeit mit Untersuchungen, welche das weit verbreitete mechanische Tastschnittverfahren nutzten [Arabaci et al. 2007; Cooley et al. 1986; Gerbo et al. 1993b; Leckel et al. 1989; Leknes und Lie 1991; Lubow und Cooley 1986; Willmann et al. 1980; Yap et al. 2005]. Die mechanischen Geräte sind mit kegel- oder kugelförmigen Tastspitzen ausgestattet, welche nicht in dem Maße in Risse oder feine Riefen eindringen können, wie es die optischen Systeme vermögen. Das Resultat hiervon sind geringere gemessene Oberflächenrauheiten und größere Messungenauigkeiten [Jost-Brinkmann 1998b; Jung 1998].

Der Durchmesser der Dentintubuli menschlicher Zähne beträgt abhängig von der Lokalisation der Dentinschicht und des Alters 1,7-4,0  $\mu\text{m}$  [Ketterl 1961]. Die Anwendung des hochauflösenden chromatischen Sensors führte daher möglicherweise dazu, dass fälschlicherweise auch die Dentinkanälchen in die Rauheitsmessungen mit einbezogen wurden [Jost-Brinkmann 1998b]. Es erschien jedoch nicht ratsam, ausschließlich wegen dieses Phänomens auf einen mechanischen Taster mit einem geringeren Auflösungsvermögen auszuweichen, da dieser sämtliche der bereits beschriebenen Nachteile mit sich gebracht hätte.

### *Auswerteparameter*

Die Quantifizierung von Substanzverlusten auf Restaurations- und Zahnoberflächen mit Hilfe der Berechnung des Materialvolumens, welches durch den Luft-Wasser-Pulverstrahl abgetragen wird, ist ein etabliertes Verfahren [Pelka et al. 2010a, b; Petersilka et al. 2003b; Tada et al. 2010] und fand daher auch in der vorliegenden Arbeit Verwendung. Neben dem Volumenverlust wird häufig die Defekttiefe zur Evaluierung von 3D-Defekten eingesetzt. Die durchschnittliche Defekttiefe ist dabei  $2,8 \pm 1,4$ -mal kleiner als die maximale Defekttiefe. Sie erfasst den gesamten

kraterförmigen Pulverstrahldefekt und besitzt daher möglicherweise eine größere Aussagekraft für klinische Schlussfolgerungen als die maximale Defekttiefe, welche nur die tiefste Stelle des Kraters beschreibt [Petersilka et al. 2003b]. Der Maximalwert der Defekttiefe erlaubt es jedoch, gerade in Verbindung mit den Volumenverlusten das ganze Ausmaß der Abrasivität einer Pulverstrahlapplikation besser darzustellen als es der Durchschnittswert vermag. Aufgrund dieser Tatsache sowie wegen des angestrebten Vergleichs zu Untersuchungen, welche die maximale Defekttiefe als Parameter zur Beschreibung von Oberflächendefekten gewählt haben [Pelka et al. 2010a, b; Tada et al. 2010], fand auch in der vorliegenden Arbeit der Maximalwert Verwendung.

Zur Beschreibung der Oberflächenrauheiten auf den bestrahlten Komposit-, Dentin- und Schmelzprüfkörpern sowie auf den Referenzprüfkörpern wurden die flächenbezogenen Kenngrößen  $sR_a$ ,  $sR_z$  und  $sLR$  herangezogen. Der arithmetische Mittenrauwert  $R_a$  stellt dabei den Parameter dar, der bei Rauheitsmessungen vorrangig zur Beschreibung der Oberflächenqualität von Komposit- und Zahnoberflächen eingesetzt wird [Carr et al. 2002; Cooley et al. 1986; Gerbo et al. 1993b; Hügelmeyer 1989; Jost-Brinkmann 1998b; Leckel et al. 1989; Leknes und Lie 1991; Lubow und Cooley 1986; Yap et al. 2005]. In einigen der aufgeführten Arbeiten wird die Oberflächenrauheit ausschließlich mit Hilfe von  $R_a$  evaluiert. Dies erschien in der vorliegenden Untersuchung nicht sinnvoll, da sowohl  $R_a$  als auch  $R_z$  als Vertikalparameter lediglich Profilamplituden beschreiben und daher keine weiteren Aussagen über die Gestalt einer Oberfläche zulassen. Es wurde aus diesem Grund als weitere Rauheitskenngröße das Profillängenverhältnis  $LR$  genutzt, welches neben der vertikalen auch die horizontale Dimension einer Oberfläche berücksichtigt [Jung 1998].

Anhand der Rauheitswerte auf den instrumentierten Oberflächen konnte eine vergleichende Einschätzung aller fünf Pulverstrahlapplikation erfolgen. In Annäherung an die intraorale Situation mussten die Rauheitswerte jedoch auch in Relation zu Werten gesetzt werden, welche auf den Oberflächen natürlicher Zähne und polierter Kompositrestaurationen typischerweise auftreten. Für diese Vergleiche dienten die entsprechenden Referenzoberflächen jedes Substrates. Eine zusätzliche, in einer neueren Pulverstrahlstudie [Yap et al. 2005] verwendete Vergleichsmöglichkeit nur für die  $R_a$ -Werte hätte in dem Grenzwert für bakterielle Adhäsion bestanden. Dieser beträgt für intraorale Hartgewebe und Restaurationsoberflächen  $0,2 \mu\text{m}$  und eine Verringerung durch Poliermaßnahmen ergibt in Hinblick auf die Akkumulation intraoraler Mikroorganismen keine Vorteile [Bollen et al. 1997]. Die Tatsache, dass bereits die  $R_a$ -Werte der

Referenzdentin- und Referenzschmelzoberflächen deutlich und die der Referenzkompositoberflächen geringfügig höher als 0,2 µm ausfielen ließ jedoch ein Vergleich mit dem Grenzwert für die bakterielle Adhäsion nicht sinnvoll erscheinen.

### 5.1.5 Qualitative Oberflächenevaluierung

Die Rasterelektronenmikroskopie ist das Verfahren der Wahl zur umfassenden deskriptiven Analyse komplexer Strukturen auf pulverstrahlbehandelten Oberflächen [Atkinson et al. 1984; Barnes et al. 1987; Carr et al. 2002; Cooley et al. 1988a; Cooley et al. 1988b; de Boever und Vande Velde 1985; Eliades et al. 1991; Galloway und Pashley 1987; Hügelmeyer 1989; Johnson et al. 2004; Kontturi-Narhi et al. 1989; Newman et al. 1985; Pelka et al. 2010b; Reel et al. 1989; Vermilyea et al. 1994; Yap et al. 2005]. Sie ermöglicht bei einer sehr hohen Schärfentiefe ein deutlich höheres Auflösungsvermögen als beispielsweise die Licht- oder Stereomikroskopie und wurde daher auch in der vorliegenden Arbeit genutzt. Als Nachteil muss angesehen werden, dass alle Prüfkörper durch die Goldbeschichtung irreversible Oberflächenveränderungen davontragen [Field et al. 2010]. Weiterhin kann ein REM aufgrund der hohen Vergrößerung nur einen kleinen Teil der Messoberfläche erfassen, die Evaluierung der Gesamtfläche ist nur bedingt möglich. Diese Einschränkung gilt jedoch für alle mikroskopischen Verfahren; ihr kann beispielsweise durch die Anfertigung von Übersichtsaufnahmen in geringer und Detailaufnahmen in hoher Vergrößerung entgegengewirkt werden.

## 5.2 Diskussion der Resultate und Literaturvergleich

### 5.2.1 Volumenverlust und maximale Defekttiefe Komposit und Dentin

#### *Interpretation der Oberflächenveränderungen*

Bei Betrachtung des Volumenverlusts und der maximalen Defekttiefe fiel auf, dass eine weitgehende Korrelation der Werte dieser beiden Auswerteparameter in Hinblick auf die Unterschiede zwischen den Pulverstrahlapplikationen bestand. Auch die statistischen Signifikanzen stellten sich innerhalb der Pulverstrahlapplikationen für den Volumenverlust und die maximale Defekttiefe sehr ähnlich dar. Dieser Zusammenhang der beiden Messgrößen bei konstanten Arbeitsparametern ist bekannt. Stärkere Abweichungen werden in der Regel erst bei einem Vergleich der Auswirkungen verschiedener Arbeitsparameter erkennbar. So führt beispielsweise die Verringerung des Abstands der Pulverstrahldüse von der Prüfkörperoberfläche zu einem ausgeprägten Anstieg der resultierenden Defekttiefe, wohingegen die Auswirkung auf den Volumenverlust unbedeutend ist [Petersilka et al. 2003b].

Sowohl auf den Komposit- als auch auf den Dentinoberflächen rief das Erythritolpulver P5 die niedrigsten Volumenverluste und Defekttiefen aller getesteten Pulverstrahlapplikationen hervor. Diese fielen teilweise sogar dermaßen klein aus, dass sie nahe des Bereichs der Oberflächenrauheit der planen Prüfkörperoberflächen zu liegen kamen. Gründe für die niedrige Abrasivität des Erythritolpräparats könnten in der vergleichsweise geringen physikalischen Dichte von  $1,451 \text{ g/cm}^3$  [Alfa Aesar GmbH & Co. KG 2008] und der kleinen medianen Partikelgröße von 12-15  $\mu\text{m}$  liegen. Derart leichte und kleine Pulverpartikel werden während des Bestrahlungsvorgangs nicht in dem Maße beschleunigt wie schwerere und größere Partikel. Die entsprechend geringere kinetische Energie der Pulverkörner sollte dann beim Aufprall auf der zu instrumentierenden Oberfläche theoretisch zu einer geringeren Reinigungswirkung und auch zu einem geringeren Materialabtrag führen [Pelka et al. 2010b]. Dieser Zusammenhang muss jedoch nicht zwangsläufig auftreten. So kann es durchaus vorkommen, dass ein Pulver mit einer größeren Partikelgröße bei ähnlicher Reinigungswirkung weniger abrasiv auf dentale Oberflächen einwirkt, als ein Pulver mit einer niedrigeren Korngröße. Dies macht deutlich, dass nicht allein die Korngröße oder die Dichte die Abrasivität einer Pulverstrahlapplikation bestimmt [Donnet und Wittmann 2010; Tada et al. 2010]. Vielmehr könnten auch die Kornmorphologie, welche sich im Falle des Erythritolpräparats



auf den rasterelektronischen Aufnahmen abgerundet darstellte, und die Mikrohärtigkeit das abrasive Potential eines Air-Flow-Pulvers maßgeblich beeinflussen.

Wie das Erythritolpulver P5 wurde auch das Glycinpulver P3 explizit für die subgingivale Anwendung konzipiert. Es überraschte daher nicht, dass die Anwendung dieses Präparates auf den Oberflächen der Komposit- und Dentinprüfkörper zu nur geringen Substanzverlusten führte. Im Vergleich zu P5 fiel zwar die maximale Defekttiefe auf den Dentinoberflächen signifikant höher aus, alle übrigen Werte waren bei beiden Substraten jedoch nur tendenziell höher. Die Dichte des Glycins von  $1,6 \text{ g/cm}^3$  [Dr. Wittmann GmbH & Co. KG 2007], eine mediane Partikelgröße von 18-20  $\mu\text{m}$ , die abgerundete Kornmorphologie und eine vergleichsweise geringe Mohs-Härte von 2 [Darby und Walsh 2010] könnten in diesem Falle Ursachen für die geringen Abtragsraten darstellen.

Das zweite Glycinpulver P2, dessen vorrangiger Einsatzbereich in der supragingivalen Zahnreinigung im Rahmen der Erhaltungstherapie liegt, führte auf den Kompositoberflächen gegenüber P3 zu tendenziell höheren Volumenverlusten und Defekttiefen. Bei den Dentinprüfkörpern hingegen fiel der Volumenverlust, nicht jedoch die Defekttiefe signifikant höher aus. Die im Vergleich zu dem Glycinpulver P3 höhere Abrasivität kann bei diesem Präparat einerseits mit der mehr als dreimal so großen Partikelgröße von 60-65  $\mu\text{m}$  und andererseits mit der überwiegend scharfkantigen Form der Pulverkörner begründet werden.

Die Anwendung der Natriumhydrogencarbonatpulver P1 und P4 rief bei beiden Substraten große Volumenverluste und hohe Defekttiefen hervor, welche im Vergleich zu P2, P3 und P5 signifikant höher waren. Dieses Ergebnis war vorherzusehen, da in zahlreichen Untersuchungen bereits eindeutig bewiesen worden ist, dass  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver bei der Anwendung auf Komposit- und Dentin- beziehungsweise Wurzeloberflächen hochgradig abrasiv wirken [Agger et al. 2001; Atkinson et al. 1984; Hügelmeyer 1989; Pelka et al. 2010b; Petersilka et al. 2003b]. Ursachen hierfür stellen wahrscheinlich die gegenüber Erythritol und Glycin höhere Dichte von  $2,22 \text{ g/cm}^3$  [Merck KGaA 2005] und Mohs-Härte von 2,5 [Darby und Walsh 2010] des Natriumhydrogencarbonats dar. Auch die im REM erkennbare scharfkantige und spitze Gestalt der Pulverkörner könnte die Abtragsrate maßgeblich beeinflussen. Die Partikelgröße, welche sich mit Medianwerten von 60-65  $\mu\text{m}$  und 12-14  $\mu\text{m}$  bei den beiden Pulvern P1 und P4 deutlich unterschied, sollte hingegen in diesem Falle kein Indikator für die Abrasivität darstellen. Während nämlich die Oberflächendefekte nach Anwendung des Pulvers P4 bei den

Komposit- und Dentinprüfkörpern ähnlich stark ausgeprägt waren, unterschieden sich diese nach Applikation von P1 bei den beiden Substraten deutlich und lagen im Falle des Komposits unter und im Falle des Dentins signifikant über den Werten von P4. Bei alleiniger Betrachtung der Werte von P1 zeigten sich auf den Dentinoberflächen ein um 76,8% höherer Volumenverlust und eine um 64,0% höhere maximale Defekttiefe als auf den Kompositoberflächen. Eine denkbare Ursache hierfür wäre beispielsweise ein ungleichmäßiger Pulverausstoß während der Bestrahlung der Kompositoberflächen, welcher zu einer entsprechend geringeren Abtragsrate geführt hätte. Da jedoch sämtliche Prüfkörper nicht fortlaufend, sondern randomisiert nach Pulvern instrumentiert wurden und außerdem die Standardabweichungen des Volumenverlusts und der Defekttiefe keinerlei Auffälligkeiten zeigten, kann dies nicht der Grund für die große Diskrepanz sein. Eher wahrscheinlich ist, dass durch die vergleichsweise großen, im Median 60-65 µm messenden Kornpartikel des Pulvers P1 auf den Dentinoberflächen ein andersartiger Abrasionsprozess ausgelöst wurde als auf den Kompositoberflächen. Es wäre in diesem Zusammenhang weiterhin möglich, dass ein niedrigerer Mineralisationsgrad der Dentinprüfkörper nur in dieser Pulvergruppe für die große Abweichung der Abtragsraten verantwortlich war. Dies erscheint plausibel, da im Falle des Pulvers P4, welches ja ebenfalls aus NaHCO<sub>3</sub>-Partikeln besteht, der Volumenverlust und die maximale Defekttiefe der Kompositprüfkörper nur unwesentlich unter den entsprechenden Werten der Dentinprüfkörper lagen. Letztendlich wird diese Überlegung auch gestützt durch die Aussage anderer Autoren, dass der Materialabtrag aufgrund des schwankenden Mineralisationsgrad einer Hartsubstanz keine Konstante darstelle [de Boever und Vande Velde 1985].

#### *Literaturvergleich Komposit*

Lediglich eine Untersuchung findet sich in der Literatur, bei welcher die Auswirkungen unterschiedlicher Air-Flow-Pulver auf Kompositoberflächen ebenfalls anhand des Volumenverlusts und der maximalen Defekttiefe untersucht wurden [Pelka et al. 2010b]. Bei einer 10-sekündigen Anwendungsdauer verursachten dabei ein groß- und ein feinkörniges NaHCO<sub>3</sub>-Pulver auf Nanohybridkompositoberflächen Volumenverluste von  $0,21 \pm 0,07 \text{ mm}^3$  und  $0,19 \pm 0,05 \text{ mm}^3$  sowie maximale Defekttiefen von  $156,3 \pm 59,4 \text{ µm}$  und  $153,4 \pm 31,2 \text{ µm}$  (MW  $\pm$  SA). Unter Berücksichtigung der kürzeren Bestrahlungszeit von 5 s sowie der anderen Mikrotopographie des Submikrometerhybridkomposits sind die Defekttiefen der vorliegenden Untersuchung von

$69,2 \pm 8,7 \mu\text{m}$  (P1) und  $87,5 \pm 16,9 \mu\text{m}$  (P4; MW  $\pm$  SA) durchaus mit den letztgenannten Werten vergleichbar. Die eigenen gemessenen Volumenverluste von  $0,024 \pm 0,004 \text{ mm}^3$  (P1) und  $0,028 \pm 0,005 \text{ mm}^3$  (P4; MW  $\pm$  SA) liegen jedoch nahezu um den Faktor zehn unter den Werten der angeführten Studie. Eine Messmethodik, die sich des zweidimensionalen Tastschnittverfahrens bedient und 3D-Bilder nur durch die softwareseitige Überlagerung mehrerer Scans generieren kann sowie der Verzicht auf Baseline-Messungen sind möglicherweise Ursachen für diesen großen Unterschied.

In der bereits angesprochenen Untersuchung kam auch ein Glycinpulver zur Anwendung, welches eine ähnliche Korngröße wie die Pulverstrahlapplikation P3 aufwies. Das besagte Präparat hinterließ nach 10-sekündiger Anwendung auf den Nanohybridkompositoberflächen eine gegenüber den  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvern deutlich niedrigere maximale Defekttiefe. Dieser Sachverhalt zeigte sich auch bei den eigenen Ergebnissen. Wird der dazugehörige Messwert von  $42,8 \pm 13,4 \mu\text{m}$  der längeren Bestrahlungszeit entsprechend interpoliert, lässt er sich gut mit der durch P3 hervorgerufenen Defekttiefe von  $24,1 \pm 12,2 \mu\text{m}$  (MW  $\pm$  SA) vergleichen. Während jedoch in der Fremdstudie ein Volumenverlust von  $0,05 \pm 0,05 \text{ mm}^3$  gemessen wurde, betrug dieser Messwert in der eigenen Untersuchung lediglich  $0,011 \pm 0,003$  (MW  $\pm$  SA). Mögliche Ursachen für diese Diskrepanz wurden bereits beim Vergleich der Oberflächendefekte nach Anwendung der  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver genannt.

#### *Literaturvergleich Dentin*

Auf den Dentinoberflächen resultierten nach Anwendung der Glycinpulver signifikant niedrigere Volumenverluste und maximale Defekttiefen als nach Anwendung der  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver. Dieses Ergebnis wird durch eine Studie gestützt, in welcher Dentinschliffe ebenfalls mit verschiedenen Pulverstrahlapplikationen, allerdings bei einem Bestrahlungsabstand von 3 mm für 5, 10 und 20 s instrumentiert wurden [Pelka et al. 2010a]. In einer weiteren Untersuchung traten nach 5-sekündiger Anwendung eines  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvers auf Dentinschliffen eine maximale Defekttiefe von  $110,5 \pm 6,7 \mu\text{m}$  und ein Volumenverlust von  $0,043 \pm 0,004 \text{ mm}^3$  (MW  $\pm$  SA) auf [Tada et al. 2010]. Diese Ergebnisse sind sehr ähnlich beziehungsweise sogar identisch zu den eigenen Messwerten von  $113,5 \pm 15,0 \mu\text{m}$  und  $0,043 \pm 0,004 \text{ mm}^3$  (MW  $\pm$  SA), welche nach Anwendung des Pulvers P1 zu Tage traten. Es wurde weiterhin festgestellt, dass großkörnige Glycinpulver zu geringeren Volumenverlusten und Defekttiefen führen als feinkörnige Präparate. Diese Beobachtung konnte durch die Ergebnisse der

vorliegenden Untersuchung jedoch nicht verifiziert werden. So kam es nach Anwendung des vergleichsweise grobkörnigen Pulvers P2 zu einem tendenziell höheren Volumenverlust sowie einer signifikant höheren maximalen Defekttiefe als nach Anwendung des feinkörnigen Pulvers P3.

Nach einer 60-sekündigen  $\text{NaHCO}_3$ -Pulverstrahlanwendung mit einem PWS, welches dem Gerät der vorliegenden Studie ähnelte, wurde in der Vergangenheit auf Dentinschliffen ein mittlerer Materialabtrag von  $641,2 \mu\text{m}$  gemessen [Jost-Brinkmann 1998b]. Nach Angleichung der unterschiedlichen Bestrahlungszeiten entspricht dies nur ungefähr der Hälfte des eigenen Messwerts. Ursachen hierfür könnten ein größerer Bestrahlungsabstand von  $5 \pm 1 \text{ mm}$ , eine dynamische Anwendung des Air-Flow-Handstücks und eine maximale Wasserzufuhr des PWS sein.

Werden native Wurzeloberflächen pulverstrahlbehandelt, so könnte das Ausmaß der Oberflächendefekte aufgrund einer gegebenenfalls aufgelagerten Zementschicht anders ausfallen als nach Instrumentierung von Dentinschliffpräparaten. Diese Annahme basiert auf der Überlegung, dass das Zement, welches gegenüber Dentin weniger mineralisiert ist, dem Luft-Wasser-Pulverstrahl auch eine entsprechend geringere Abrasionsbeständigkeit entgegensetzt. Abhängig von der Dicke der Zementschicht könnte dies dann zu größeren Defekten führen, als wenn die Dentinoberfläche direkt bestrahlt würde. Die Untersuchungsergebnisse aus Studien, in welchen Wurzeloberflächen als Prüfkörper verwendet wurden, mögen zwar gut auf die klinische Situation übertragbar sein, sollten jedoch aufgrund des beschriebenen Sachverhalts nur unter Vorbehalt mit Arbeiten verglichen werden, welche sich der Dentinschliffpräparate bedienen. Nichtsdestotrotz kommen die Defekttiefen derartiger Untersuchungen von  $161 \pm 126 \mu\text{m}$  [Agger et al. 2001],  $473,5 \pm 26,2 \mu\text{m}$  [Petersilka et al. 2003b],  $636,6 \pm 103,6 \mu\text{m}$  [Atkinson et al. 1984] und  $638,3 \mu\text{m}$  [Berkstein et al. 1987] nach 5-, 20-, und zweimal 30-sekündiger  $\text{NaHCO}_3$ -Pulverstrahlanwendung nach Interpolation dem eigenen Wert von  $113,5 \pm 15,0 \mu\text{m}$  (MW  $\pm$  SA) nach Anwendung von P1 sehr nahe. Auch konnte die gegenüber  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver deutlich niedrigere Abrasivität von Glycinpulver sowohl in der vorliegenden Studie als auch in einer Untersuchung, die mit intakten Wurzeloberflächen arbeitete [Petersilka et al. 2003a], zweifelsfrei bewiesen werden.

### 5.2.2 Oberflächenrauheit Komposit und Dentin

#### *Interpretation der Oberflächenveränderungen*

Die Pulverstrahlapplikationen und das Referenzverfahren zeigten bei der Anwendung auf den Kompositoberflächen hinsichtlich der Werte aller drei Rauheitsparameter  $sR_a$ ,  $sR_z$  und  $sLR$  eine identische Reihenfolge im Testfeld. Die geringsten Werte traten nach Anwendung der Referenzpoliermethode auf, es folgten wie auch bei den Volumenverlusten und Defekttiefen P5, P3, P2, P1 und P4.

Die Rauheit der Kompositoberflächen nach Anwendung des Referenzpoliersystems fiel im Falle von  $sR_z$  und  $sLR$  signifikant niedriger aus als bei allen Pulverstrahlapplikationen. Hinsichtlich  $sR_a$  war die Rauheit gegenüber den  $NaHCO_3$ -Pulvern signifikant und gegenüber den drei übrigen Pulvern tendenziell niedriger. Mögliche Ursachen hierfür zeigten sich auf den REM-Aufnahmen der polierten Prüfkörper. So hatte anscheinend durch die feineren Disks eine mehrheitliche Einebnung der tieferen, durch die groben Scheiben hervorgerufenen Bearbeitungsspuren stattgefunden. Weiterhin waren die Füllkörper größtenteils in die kompositäre Matrix eingebettet, wohingegen diese bei der Pulverstrahlgruppe in großen Zahlen exponiert waren. Hier war offenbar nicht wie bei den pulverstrahlbehandelten Oberflächen ein selektiver Abtrag der vergleichsweise weichen Matrix, sondern die Ausbildung einer Art Schmierschicht erfolgt. Es ist wahrscheinlich, dass das dementsprechend homogenere Kompositgefüge für die niedrigen Rauheitswerte verantwortlich ist.

Die unterschiedlichen Rauheitswerte auf den Kompositoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen sind wie im Falle des Volumenverlusts und der maximalen Defekttiefe auf die voneinander abweichenden Pulvereigenschaften zurückzuführen. Besonders die Mikrohärtigkeit, Kornmorphologie und physikalische Dichte eines Pulvers scheinen dabei die Rauheit von Prüfkörperoberflächen stark zu beeinflussen. Die Korngröße hingegen spielt eine eher untergeordnete Rolle, da sowohl zwischen den  $NaHCO_3$ -Pulvern P1 und P4 als auch zwischen den Glycinpulvern P2 und P3, beide jeweils groß- und feinkörnig, keine signifikanten Unterschiede bei den Parametern  $sR_a$ ,  $sR_z$  und  $sLR$  bestanden.

Die Dentinprüfkörper zeigten hinsichtlich der Oberflächenrauheit im Vergleich zu den Kompositprüfkörpern ein gänzlich anderes Bild. So fielen die Messwerte von jedem der drei Rauheitsparameter bei allen fünf Pulverstrahlapplikationen und dem Referenzverfahren deutlich höher aus. Dies war offenbar der besonderen Mikrotopographie des

Dentins geschuldet. Weiterhin wich die Rangfolge innerhalb der Pulverstrahlapplikationen beziehungsweise dem Referenzverfahren bei  $sR_a$ ,  $sR_z$  und  $sLR$  deutlich von der Platzierung ab, welche im Rahmen des Volumenverlusts und der maximalen Defekttiefe ermittelt worden war. Auch zwischen den einzelnen Rauheitsparametern zeigte sich bezüglich der Rangliste keine Konstanz. In diesem Zusammenhang war besonders auffällig, dass nach Anwendung der beiden Glycinpulver P2 und P3, nach welcher auf den Dentinoberflächen vergleichsweise geringe Defekte resultierten, bei allen drei Rauheitskenngrößen die höchsten Werte aller Pulverstrahlapplikationen auftraten. Ein Blick auf die REM-Aufnahmen liefert einen Erklärungsansatz für dieses Phänomen. Auf den Bildern zeigten sich bei den  $NaHCO_3$ -Pulvern P1 und P4 in vielen Fällen partiell oder vollständig obliterierte Dentinkanälchen, wohingegen die Tubuli bei den Glycinpulvern größtenteils durchgängig waren. Wegen der bereits angesprochenen hohen lateralen Auflösung des chromatischen Sensors und der daraus resultierenden zwangsläufigen Miterfassung der Tubuli während des Messvorgangs könnte dieser unterschiedliche Grad der Kanalobliteration zu entsprechend unterschiedlichen Eindringtiefen des fokussierten Weißlichtstrahls geführt haben. Die beschriebenen Rauheitswerte sind möglicherweise auf diesen Vorgang zurückzuführen.

Nach Instrumentierung der Dentinoberflächen mit dem Erythritolpulver P5 zeigten sich die niedrigsten  $sR_a$ - und  $sR_z$ -Werte des Testfelds sowie  $sLR$ -Werte, welche im unteren Mittelfeld angesiedelt waren. Dieses gute Ergebnis ist erstaunlich, da auf den REM-Bildern von P5 ein ähnlich geringer Grad der Kanalobstruktion zu sehen war wie bei den Aufnahmen von P2 und P3. Es ist in diesem Falle anzunehmen, dass der Weißlichtstrahl zwar offene Tubuli penetrieren konnte, besonders glatte peri- und intertubuläre Bereiche aber trotzdem für niedrige Rauheitswerte sorgten.

Beim Vergleich der pulverstrahlbehandelten Prüfkörper mit den exponierten Dentinoberflächen war erkennbar, dass die  $sR_a$ -Werte von P5 sowie die  $sLR$ -Werte von P1 und P4 sogar noch unter den entsprechenden Werten des Referenzverfahrens lagen. Im Falle von  $sR_z$  zeigten die Referenzoberflächen sogar die höchsten Rauheitswerte des Testfelds. Dies deutet darauf hin, dass die Referenzoberflächen, welche zwar lichtmikroskopisch untersucht und für glatt und defektfrei befunden worden waren, während ihrer exponierten Zeit in der Mundhöhle durchaus Oberflächenveränderungen erfahren hatten. Den Beweis hierfür lieferten auf den rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen sichtbare feine Furchen und Kratzer, welche offenbar für die hohen  $sR_z$ -Werte verantwortlich waren. In Verbindung mit den sehr hohen Standardabweichungen bei allen

drei Rauheitsparametern wurde klar, dass es sich bei den Dentinexponaten nicht wie bei den Kompositreferenzprüfkörpern um idealisierte Oberflächen handelte und ein Vergleich mit den pulverstrahlbehandelten Oberflächen somit erschwert war. Die bei der flächenbezogenen gemittelten Rautiefe aufgetretene hohe Standardabweichung könnte weiterhin auch die statistischen Analyseverfahren derart beeinflusst haben, dass hinsichtlich dieses Parameters keine Signifikanzen zwischen den Dentinprüfkörpern auftraten.

### *Literaturvergleich Komposit*

Die vorliegende Arbeit ist die erste ihrer Art, in welcher unterschiedliche Rauheitsparameter von Kompositoberflächen nach Pulverstrahlbehandlungen mit Glycin- und Erythritolpräparaten erhoben werden. Rauheitswerte von mit  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvern instrumentierten Kompositen liegen zwar vor, sind jedoch auf den arithmetischen Mittenrauwert und in einem Falle zusätzlich auf die maximale Rautiefe  $R_{\max}$  [Hügelmeier 1989] beschränkt. Der Literaturvergleich ist daher limitiert auf die  $R_a$ -Werte, welche sich nach Anwendung von  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvern auf Kompositoberflächen ergeben.

Nach unterschiedlich lange andauernden Instrumentierungszeiten von 2-12 s sind im Schrifttum mittlere  $R_a$ -Werte von  $2,01 \mu\text{m}$  [Arabaci et al. 2007],  $0,88\text{-}3,51 \mu\text{m}$  [Cooley et al. 1986],  $1,60\text{-}2,14 \mu\text{m}$  [Lubow und Cooley 1986],  $0,70\text{-}1,00 \mu\text{m}$  [Hügelmeier 1989] und  $1,38\text{-}2,17 \mu\text{m}$  [Yap et al. 2005] auf pulverstrahlbehandelten Kompositoberflächen verzeichnet. Dabei muss beachtet werden, dass bei den angeführten Arbeiten zwar viele unterschiedliche Komposittypen, nie jedoch ein Hybridkomposit Verwendung fanden. Dies war lediglich ein Mal der Fall [Carr et al. 2002] und führte zu  $R_a$ -Werten, welche mit  $0,30\text{-}0,54 \mu\text{m}$  nach 5-sekündiger  $\text{NaHCO}_3$ -Bestrahlung zu den eigenen Werten von  $0,49 \pm 0,06 \mu\text{m}$  (P1) und  $0,52 \pm 0,13 \mu\text{m}$  (P4;  $\text{MW} \pm \text{SA}$ ) näherungsweise vergleichbar waren. Differenzen zwischen den  $R_a$ -Werten ähnlicher Studien könnten wegen verschiedener Komposittypen, aber auch aufgrund unterschiedlicher Oberflächenmesssysteme auftreten. So wurde in allen genannten Untersuchungen die mechanische Profilometrie genutzt, welche im Vergleich zu der optischen Oberflächenabtastung bekanntermaßen zu abweichenden Ergebnissen führt [Heintze et al. 2006; Jung 1998; Whitehead et al. 1999].

### *Literaturvergleich Dentin*

Der Vergleich pulverstrahlinstrumentierter Dentinoberflächen mit unbehandelten Referenzoberflächen anhand der Rauheitsparameter  $sR_a$ ,  $sR_z$  und  $sLR$  kommt in der Literatur nicht vor. Überhaupt wurden in der überwiegenden Mehrheit der Fälle nach einer Pulverstrahlbehandlung von Dentinschliffen oder Wurzeloberflächen nicht die Oberflächenrauheiten, sondern Volumenverluste und Defekttiefen gemessen. Dementsprechend beschränkt sich der Literaturvergleich auf nur zwei Arbeiten mit  $NaHCO_3$  als Air-Flow-Pulver und  $R_a$  als untersuchten Rauheitsparameter.

Nach 5-sekündiger Bestrahlung wiesen die Dentinoberflächen in der vorliegenden Untersuchung  $sR_a$ -Werte von  $0,917 \pm 0,149$  (P1) und  $0,823 \pm 0,124$   $\mu m$  (P4;  $MW \pm SA$ ) auf. Nur unwesentlich geringer fiel ein Messergebnis von 0,6-0,8  $\mu m$  aus, welches allerdings nach einer längeren Anwendungsdauer von 10 s nicht auf Dentin-, sondern auf Zementoberflächen erhoben wurde [Hügelmeier 1989]. Eine Untersuchung mit deutlich abweichendem Studiendesign gibt weiterhin nach einer 5-sekündigen Air-Flow-Behandlung von zuvor mit Schallscalern instrumentierten Wurzeloberflächen einen mittleren  $R_a$ -Wert von 1,41  $\mu m$  an [Leknes und Lie 1991]. Dieses Ergebnis wurde jedoch mit Hilfe des mechanischen Tastschnittverfahrens ermittelt, dessen Nachteile gegenüber den neueren Verfahren der Oberflächenevaluierung bereits in den Kapiteln 2.2.1 und 5.1.4 erläutert wurden.

### 5.2.3 Oberflächenrauheit Schmelz

#### *Interpretation der Oberflächenveränderungen*

Generell wurden bei den Schmelzprüfkörpern im Rahmen der statistischen Auswertung nicht die Rauheitswerte miteinander verglichen, welche nach Anwendung der verschiedenen Pulverstrahlapplikationen aufgetreten waren. Es fand vielmehr ein Vergleich der Differenzen statt, die aus den mittleren Rauheitswerten vor und nach Bestrahlung gebildet worden waren. Dieses Vorgehen wurde gewählt, um in Hinblick auf die in den fünf Pulvergruppen natürlicherweise voneinander abweichenden initialen Rauheitswerte einheitliche Bedingungen zu schaffen. Im Gegensatz dazu berücksichtigt die in Kapitel 4.1.3 für jede Pulvergruppe und Kenngröße angegebene prozentuale Erhöhung der Rauheitswerte nicht die initial unterschiedliche Beschaffenheit der Schmelzoberflächen und



eignet sich daher auch nicht für den Vergleich der einzelnen Pulverstrahlapplikationen untereinander.

Bei der Anwendung auf den Schmelzoberflächen beeindruckte das Erythritolpulver P5 mit den niedrigsten  $sR_a$ -,  $sR_z$ - und  $sLR$ -Werten sowie der jeweils geringsten Zunahme der Oberflächenrauheit des Testfelds. Das feinkörnige  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver P4 führte demgegenüber zu den höchsten Rauheitswerten und der größten Zunahme der Rauheit. Die REM-Aufnahmen von P4 und auch P1 zeigten entsprechend raue, stark strukturierte Oberflächen, wohingegen die Oberflächen von P5, aber auch von P2 und P3 vergleichsweise glatt waren und besonders auf den Übersichtsaufnahmen die typische Prismenstruktur schlechter erkennen ließen. Da bei den unbehandelten Referenzoberflächen eine große Ähnlichkeit mit den mit den  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvern behandelten Oberflächen zu erkennen war, hatten offenbar das Erythritol- und die beiden Glycinpulver auf den Schmelzoberflächen Rückstände hinterlassen, welche die Oberflächenrauheit in unterschiedlichem Maße beeinflussten. Diese Pulverablagerungen könnten in direktem Zusammenhang mit der unterschiedlichen Wasserlöslichkeit der Hauptbestandteile der drei Pulvertypen stehen. Die Wasserlöslichkeiten des Erythritols und des Glycins betragen 100 g/l [Sigma-Aldrich Chemie GmbH 2012] und 225 g/l [Dr. Wittmann GmbH & Co. KG 2007] und fallen daher minimal beziehungsweise deutlich größer aus als die Wasserlöslichkeit des Natriumhydrogencarbonats, welche bei 95,5 g/l [Merck KGaA 2005] liegt. Dies könnte zusammen mit weiteren, in Kapitel 5.2.1 bereits angesprochenen Pulvereigenschaften wie Partikelgröße und Kornmorphologie eine Ursache für die unterschiedlichen Rauheitswerte sein.

### *Literaturvergleich*

Das Schrifttum gibt keine Auskunft über die Rauheit von mit Glycin-, Erythritol- und feinkörnigen  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvern bearbeiteten Schmelzoberflächen. Weiterhin existieren zwar Arbeiten, welche pulverstrahlbehandelte mit nativen Schmelzoberflächen anhand des Rauheitsparameters  $sR_a$  vergleichen, nicht jedoch anhand von  $sR_z$  und  $sLR$ . Infolgedessen beschränkt sich der Literaturvergleich auf Untersuchungen, in welchen Schmelzprüfkörper mit vergleichsweise feinkörnigen  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvern instrumentiert und im Anschluss der arithmetische Mittenrauwert  $R_a$  ermittelt wurde.

Im Zuge der eigenen Versuchsreihen konnte gezeigt werden, dass der mittlere  $sR_a$ -Wert nativer humaner Schmelzoberflächen durch eine 5-sekündige Pulverstrahlanwendung mit dem feinkörnigen  $\text{NaHCO}_3$ -Präparat P1 um 26,5% von  $0,618 \pm 0,091 \mu\text{m}$  auf

$0,781 \pm 0,160 \text{ } \mu\text{m}$  (MW  $\pm$  SA) ansteigt. Sowohl die Höhe dieser Werte als auch das Ausmaß der Aufrauung stehen in Kontrast zu den Ergebnissen anderer Autoren. So wurden auf bovinen Schmelzoberflächen vor und nach Pulverstrahlanwendung  $R_a$ -Werte von  $2,66 \pm 1,06 \text{ } \mu\text{m}$  und  $2,66 \pm 0,99 \text{ } \mu\text{m}$  (MW  $\pm$  SA) gemessen [Gerbo et al. 1993b]. Der gegenüber der eigenen Untersuchung deutlich höhere Wert nach Bestrahlung könnte auf die 30-sekündige Anwendungsdauer zurückgeführt werden. Da jedoch auch der Baseline-Wert sehr hoch ausfiel, ist es wahrscheinlicher, dass die mechanisch-profilometrische Messmethodik für die Unterschiede verantwortlich war. Dass durch die Air-Flow-Behandlung keine nennenswerte Aufrauung der Schmelzoberflächen stattfand, ist allerdings nicht nur bei Betrachtung der eigenen Ergebnisse erstaunlich. So wurde im Rahmen einer ähnlichen Untersuchung nach Pulverstrahlanwendung ein medianer  $R_a$ -Wert von ungefähr  $1,6 \text{ } \mu\text{m}$  ermittelt, wohingegen der Baseline-Wert bei näherungsweise  $0,2 \text{ } \mu\text{m}$  lag [Jost-Brinkmann 1998b]. Diese Ergebnisse wurden im Gegensatz zu der vorliegenden Untersuchung nicht auf nativen Schmelzoberflächen, sondern auf Schliffpräparaten und nach einer langen Instrumentierungsdauer von 60 s erzielt. Die Prüfkörperwahl könnte dabei für den niedrigeren  $R_a$ -Wert vor und die Bestrahlungszeit für den höheren  $R_a$ -Wert nach Pulverstrahlanwendung verantwortlich sein, besonders da sich andere Versuchsparameter durchaus ähnelten. So kam in beiden Arbeiten ein ähnliches PWS mit mittlerem Pulverdurchsatz zum Einsatz und die Oberflächenevaluierung erfolgte mit Hilfe optischer Verfahren.

### 5.3 Klinische Relevanz und Schlussfolgerungen

#### *Pulverstrahlinstrumentierung von Hybridkompositoberflächen*

In den Versuchsreihen der vorliegenden Studie führte eine 5-sekündige, punktförmige Pulverstrahlanwendung grundsätzlich zu Substanzverlusten auf den Kompositoberflächen. Den größten Substanzabtrag verursachten die beiden  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver, gefolgt von den Glycinpräparaten und dem experimentellen Erythritolpulver. Es sollte allerdings beachtet werden, dass die gegenüber den  $\text{NaHCO}_3$ -Pulvern niedrigere Abrasivität der Glycinpulver mit einer klinisch geringeren Effizienz zur Entfernung von supragingivaler Plaque und Verfärbungen einhergeht. So muss der Behandler bei Anwendung eines Glycinpulvers zwangsläufig die Instrumentierungsdauer erhöhen, um eine dem  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver vergleichbare Reinigungswirkung auf Restaurations- und Zahnoberflächen zu erzielen [Pelka et al. 2010b]. Durch die längere Instrumentierungszeit könnte dann auch das Ausmaß der Oberflächendefekte entsprechend ansteigen. Für das Erythritolpulver sollte dieser Tatbestand aufgrund der sehr geringen Abrasivität ebenfalls zutreffen.

Die pulverstrahlinstrumentierten Kompositprüfkörpern wiesen nicht nur Substanzverluste, sondern auch unterschiedlich ausgeprägte Aufrauungen der Oberfläche auf. Diese waren nach Anwendung von P1, P2 und P4 signifikant sowie nach Anwendung von P3 und P5 tendenziell höher als die Werte, die nach Anwendung des Referenzpoliersystems auftraten. Die aus diesem Grunde von einigen Autoren [Lubow und Cooley 1986; Yap et al. 2005] empfohlene Neupolitur pulverstrahlbehandelter Kompositoberflächen muss jedoch differenziert betrachtet werden. So lag die Rauheit aller bestrahlten Oberflächen zwar über der der polierten Exemplare, war jedoch im Falle der  $R_a$ -Werte noch immer deutlich niedriger als 0,7-1,44  $\mu\text{m}$ . Erst ab diesem Bereich kann von einer erhöhten bakteriellen Akkumulation auf Kompositoberflächen ausgegangen werden [Shintani et al. 1985; Weitman und Eames 1975]. In Hinblick auf eventuelle Verschleißerscheinungen sollte eine Kompositrestauration weiterhin ähnliche oder geringere  $R_a$ -Werte als die antagonistische Schmelzoberfläche aufweisen [Jones et al. 2004; Willems et al. 1991]. Wird der eigene mittlere  $sR_a$ -Wert der unbehandelten Schmelzoberflächen von  $0,653 \pm 0,127 \mu\text{m}$  für diesen Vergleich genutzt, so zeigen auch hier alle pulverstrahlinstrumentierten Kompositoberflächen deutlich geringere Rauheitswerte von  $0,318 \pm 0,048 \mu\text{m}$  bis  $0,520 \pm 0,127 \mu\text{m}$  (MW  $\pm$  SA).

Neben den bereits beschriebenen Methoden existiert noch eine weitere Vergleichsmöglichkeit zur Einschätzung der Oberflächenqualität von Kompositrestaurationen anhand der Oberflächenrauheit. Es ist dies der arithmetische Mittenrauwert von  $0,500\ \mu\text{m}$ , den eine Kompositoberfläche maximal aufweisen darf, um von der menschlichen Zunge nicht wahrgenommen zu werden [Jones et al. 2004]. In der vorliegenden Untersuchung wurden nach Anwendung der beiden  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver, nicht aber nach Anwendung der übrigen Pulver auf den Kompositoberflächen Rauheitswerte dieser Größenordnung erreicht.

Schlussfolgernd lassen sich mehrere Empfehlungen für den klinischen Umgang mit unterschiedlichen Air-Flow-Pulvern bei der Anwendung auf Hybridkompositoberflächen aussprechen. So sollte die Pulverstrahlbehandlung mit den groß- und feinkörnigen  $\text{NaHCO}_3$ -Präparaten P1 und P4 aufgrund der Gefahr beträchtlicher Substanzverluste und hoher Aufrauungen generell vermieden werden. Wird die Instrumentierung trotzdem durchgeführt, empfiehlt sich eine Neupolitur der behandelten Oberflächen. Die Glycinpulver P2 und P3 und besonders das Erythritolpräparat P5 eignen sich hingegen durchaus für die Entfernung leichter supragingivaler Auflagerungen. Auf eine abschließende Politur der pulverstrahlbehandelten Kompositoberflächen kann in diesen Fällen verzichtet werden.

#### *Pulverstrahlinstrumentierung von Dentinoberflächen*

Wie schon angesprochen, weisen Glycinpulver gegenüber  $\text{NaHCO}_3$ -Präparaten eine geringere Reinigungseffizienz, jedoch ebenfalls eine niedrigere Abrasivität auf. Es wurde bereits in mehreren Studien gezeigt, dass sich besonders feinkörnige Glycinpräparate daher sehr gut für die schonende subgingivale Anwendung auf Dentin- und Zementoberflächen eignen [Flemmig et al. 2007, 2012; Moene et al. 2010; Petersilka et al. 2003c, d; Wennstrom et al. 2011] und  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver im Gegenzug nicht für diesen Einsatzbereich in Frage kommen [Pelka et al. 2010a; Petersilka et al. 2003a].

In Hinblick auf die Substanzverluste auf den Dentinoberflächen bestärken die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung den beschriebenen Sachverhalt. Es sollte allerdings beachtet werden, dass speziell das für die subgingivale Anwendung konzipierte Pulver P3 höhere  $\text{sR}_a$ -,  $\text{sR}_z$ - und  $\text{sLR}$ -Werte als alle übrigen Pulverstrahlapplikationen auf den Dentinoberflächen hervorrief, was gerade hinsichtlich der subgingivalen Plaqueakkumulation von Nachteil sein könnte. Nach Anwendung des Erythritolpulvers P5 hingegen wurde im Falle von  $\text{sR}_a$  und  $\text{sR}_z$  die geringste Aufrauung der

Dentinoberflächen gemessen. Auch der Volumenverlust und die maximale Defekttiefe fielen noch geringer aus als die sowieso schon vergleichsweise niedrigen Werte nach Anwendung von P3. Da Erythritol toxikologisch unbedenklich für den menschlichen Körper ist [Bernt et al. 1996] und außerdem antikariogene Eigenschaften und einen leicht süßlichen Geschmack aufweist [Makinen et al. 2005], sollte es auch in vivo sehr gut für die schonende subgingivale Wurzeldepuration geeignet sein. Klinische Untersuchungen die Effizienz und Effektivität zur Entfernung von subgingivalem Biofilm sowie die Fähigkeit zur Reduktion von Parodontalpathogenen betreffend stehen allerdings noch aus.

Mit der Desensibilisierung hypersensitiver Zahnhälse hat sich in den letzten Jahren ein neuer Einsatzbereich für die Pulverstrahlbehandlung aufgetan. Ungünstigerweise sind jedoch die hochabrasiven  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver besser als die niedrigabrasiven Glycinpulver dazu in der Lage, die Permeabilität der Dentintubuli und damit die Sensibilität der freiliegenden Dentinareale zu vermindern [Sauro et al. 2010, 2011]. Mögliche Ursachen hierfür waren auf den eigenen rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen der Dentinoberflächen sichtbar. Hier zeigten sich nach  $\text{NaHCO}_3$ -Bestrahlung größtenteils obliterierte Tubuli, wohingegen die Kanälchen nach Glycin- und auch nach Erythritolbestrahlung überwiegend durchgängig waren.

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass sich die  $\text{NaHCO}_3$ -Pulver P1 und P4 grundsätzlich nicht für die klinische Anwendung auf Dentin- oder Wurzeloberflächen eignen. Gleiches gilt für das großkörnige Glycinpulver P2, dessen Hersteller allerdings auch als Haupteinsatzbereich nicht die sub-, sondern die supragingivale Zahnreinigung angibt [EMS GmbH 2010]. Im Gegensatz dazu sollte der Einsatz des feinkörnigen Glycinpulvers P3 zur Reinigung von Dentinoberflächen in Hinblick auf den resultierenden Substanzverlust vertretbar sein. Da die Anwendung dieses Pulvers jedoch auf den instrumentierten Oberflächen möglicherweise zu einer starken Aufrauung führt, empfiehlt sich das Erythritolpräparat P5 als Mittel der Wahl für die Depuration von Dentin- oder Zementoberflächen. Diese Pulverstrahlapplikation ist allerdings wie auch die Glycinpulver wahrscheinlich nicht zu Desensibilisierungszwecken geeignet.

#### *Pulverstrahlinstrumentierung von Schmelzoberflächen*

Die Pulverstrahlapplikationen führten nach 5-sekündiger Anwendung auf den nativen Schmelzoberflächen grundsätzlich zu einer signifikanten Zunahme der  $\text{sR}_a$ ,  $\text{sR}_z$  und  $\text{sLR}$ -Werte. Es kann jedoch angenommen werden, dass diese Aufrauung ähnlich gering

oder niedriger ausfiel als nach Anwendung konventioneller Reinigungsmethoden wie Gummikelch mit Bismehl oder Prophylaxepaste [Hosoya und Johnston 1989; Hügelmeier 1989; Jost-Brinkmann 1998b]. Die klinische Instrumentierung von Schmelzoberflächen sollte daher zumindest mit den Pulvern P1, P2, P3 und P5 gefahrlos durchzuführen sein. Das experimentelle Präparat P4 verursachte die höchsten Aufrauungen, weshalb es sich nicht als Alternative zu den etablierten Pulvern eignen dürfte. Die Rauheitswerte nach Anwendung von P5 hingegen waren die niedrigsten des Testfelds, was dieses Präparat für den klinischen Einsatz sehr vielversprechend erscheinen lässt.

## 6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden In-vitro-Untersuchung war es, die Auswirkungen von zwei experimentellen und drei konventionellen Pulverstrahlapplikationen auf die Oberflächen der Substrate Komposit, Dentin und Schmelz zu untersuchen. Hierfür wurden aus einem Submikrometerhybridkomposit 50 Prüfkörper hergestellt. Ebenfalls 50 Dentin- und 50 Schmelzprüfkörper wurden mit Hilfe eines Trennschleifsystems von den Zahnkronen humaner Weisheitszähne abgesägt. Nur die Dentinprüfkörper erfuhren in Analogie zu den Kompositprüfkörpern im Anschluss eine Oberflächenbearbeitung. Bei den Schmelzprüfkörpern erfolgte lediglich eine Entfernung der Pellikel, ansonsten verblieben die Oberflächen in ihrem nativen Zustand.

Das Pulver-Wasser-Strahlgerät (PWS, EMS Air Flow Master) wurde mit mittlerem Pulver- und Wasserdurchsatz betrieben. Alle Prüfkörper wurden damit unter standardisierten und reproduzierbaren Bedingungen bei einem Bestrahlungsabstand von 4 mm, einem Bestrahlungswinkel von 90° und einer Bestrahlungszeit von 5 s instrumentiert. Nach jedem Bestrahlungsvorgang wurden die Pulverkammern des PWS bis zum maximalen Füllstand neu aufgefüllt.

Zwei der fünf eingesetzten Air-Flow-Pulver basierten auf dem Salz Natriumhydrogencarbonat (P1: EMS Air Flow Classic; P4: Dr. Wittmann Natriumbikarbonat Typ SF2), zwei auf der Aminosäure Glycin (P2: EMS Air Flow Soft; P3: EMS Perio) und eines auf dem Zuckeralkohol Erythritol (P5: Dr. Wittman Erythritol Typ P1). Die medianen Partikelgrößen (d50) der Pulver unterschieden sich deutlich und betrugen 60-65 µm (P1 und P2), 18-20 µm (P3), 12-14 µm (P4) und 12-15 µm (P5). Mit jeder der fünf Pulverstrahlapplikationen fand die Instrumentierung von n = 10 Prüfkörpern pro Gruppe statt, dies entsprach bei 50 Prüfkörpern pro Gruppe insgesamt 150 Bestrahlungsvorgängen.

Alle quantitativen Oberflächenanalysen wurden mit einem optisch-chromatischen Messsystem (FRT MicroProf) durchgeführt. Bei den Komposit- und Dentinprüfkörpern erfolgte anhand von Baseline-Messungen die Evaluierung des nach Pulverstrahlinstrumentierung aufgetretenen Volumenverlusts und der maximalen Defekttiefe. Dies war bei den Schmelzprüfkörpern nicht möglich, da die durch den Luft-Wasser-Pulverstrahl hervorgerufenen Oberflächendefekte zu gering ausfielen.

Bei den bestrahlten Prüfkörpern aller drei Substrate wurde weiterhin die Oberflächenrauheit anhand der flächenbezogenen Parameter  $sR_a$  (arithmetischer Mittenrauwert),

sR<sub>z</sub> (gemittelte Rautiefe) und sLR (Profillängenverhältnis) ermittelt. Diese Werte mussten in Relation zu Referenzwerten nicht bestrahlter Oberflächen gesetzt werden. Hierfür wurden im Falle des Komposits Oberflächen herangezogen, welche zuvor mit Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-beschichteten Scheiben (3M Espe Sof-Lex) poliert worden waren. Beim Dentin dienten die Rauheitswerte klinisch exponierter Wurzeloberflächen und beim Schmelz die Rauheitswerte der noch nicht bestrahlten nativen Oberflächen als Referenz.

Für die qualitative Evaluierung wurde eine Auswahl der bestrahlten Prüfkörper, der Referenzprüfkörper sowie Proben der fünf Air-Flow-Pulver mit Gold bedampft. Im Rasterelektronenmikroskop (LEO DSM 982) wurden dann Aufnahmen von den Prüfkörpern in 300- und 3000-fachen und von den Pulverproben in 200- und 1000-fachen Vergrößerungen angefertigt und analysiert.

Die prüfstatistische Auswertung der quantitativ erhobenen Daten erfolgte bei den Komposit- und Dentinprüfkörpern durch ein- und zweifaktorielle Varianzanalysen sowie durch Post-hoc-Tests nach Scheffé. Bei den Schmelzprüfkörpern wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Messwiederholung und anschließendem Tukey-HSD-Test durchgeführt.

Die bei den Komposit- und Dentinprüfkörpern erhobenen Daten ergaben, dass die niedrigsten Volumenverluste und maximalen Defekttiefen nach Anwendung von P5 und die höchsten nach Anwendung von P1 und P4 auftraten. Es bestanden signifikante Unterschiede zwischen den Pulverstrahlapplikationen. Die niedrigsten sR<sub>a</sub>-, sR<sub>z</sub>- und sLR-Werte traten auf den Kompositoberflächen nach der Referenzpolitur auf. Innerhalb der Pulverstrahlapplikationen führten die Anwendung von P5 zu den niedrigsten und die Anwendung von P1 und P4 zu den höchsten Werten. Es bestanden bei allen Rauheitsparametern signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen. Auf den Dentinoberflächen zeigten sich nach Anwendung von P5 die niedrigsten sR<sub>a</sub>- und sR<sub>z</sub>-Werte und nach Anwendung von P4 die niedrigsten sLR-Werte. Hinsichtlich aller Parameter hinterließen P2 und P3 die höchsten Rauheitswerte. Signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen bestanden bei sR<sub>a</sub> und sLR.

Die Schmelzoberflächen erfuhren durch die Pulverstrahlinstrumentierung eine signifikante Zunahme aller Rauheitswerte. Die niedrigsten sR<sub>a</sub>-, sR<sub>z</sub>- und sLR-Werte sowie die gegenüber den unbehandelten Oberflächen geringsten Aufrauungen traten nach Anwendung von P5 auf. P4 verursachte die höchsten Rauheitswerte und die größten Aufrauungen. Das Ausmaß der Aufrauung unterschied sich zwischen den Pulverstrahlapplikationen hinsichtlich sR<sub>a</sub> und sLR, nicht jedoch hinsichtlich sR<sub>z</sub>, signifikant.



Die REM-Befunde standen größtenteils im Einklang mit den quantitativ ermittelten Ergebnissen. Alle pulverstrahlbehandelten Kompositoberflächen sahen sich sehr ähnlich und wiesen gegenüber den Referenzoberflächen mehr exponierte Füllkörper und einen deutlicher ausgeprägten Abtrag der organischen Matrix auf. Bei den bestrahlten Dentinoberflächen fiel auf, dass nach Anwendung von P1 und P4 die Tubuli oftmals partiell oder vollständig obliteriert waren, während diese nach Anwendung der anderen Pulverstrahlapplikation größtenteils durchgängig waren. Auf den Referenzoberflächen waren überhaupt keine Dentinkanälchen erkennbar. Die bestrahlten Schmelzoberflächen sahen sich und den unbehandelten Referenzoberflächen sehr ähnlich. Die rauesten Oberflächen hinterließ hier P4.

Von der Anwendung der  $\text{NaHCO}_3$ -Präparate P1 und P4 auf Hybridkomposit-, Dentin- oder Wurzeloberflächen wird wegen der Gefahr hoher Substanzverluste und Aufrauungen abgeraten. P4 sollte auch auf Schmelzoberflächen möglichst nicht zum Einsatz kommen. Beide Glycinpulver P2 und P3 können mit Einschränkungen auf Hybridkomposit- und gefahrlos auf Schmelzoberflächen angewandt werden, wohingegen sich nur P3 für die subgingivale Anwendung eignen dürfte. Das Erythritolpräparat P5 könnte das neue Mittel der Wahl für die Depuration von Wurzeloberflächen und die Reinigung von Schmelz- und Hybridkompositoberflächen darstellen, muss jedoch sein Potential zur Entfernung von Plaque und Verfärbungen erst noch klinisch unter Beweis stellen.

## 7 Summary

The aim of this in vitro study was to evaluate the effects of two novel and three conventional air polishing powders on composite, dentine, and enamel surfaces. For this purpose 50 specimens were made of a micro hybrid composite restorative. Also 50 dentin and 50 enamel specimens were made of the crowns of human third molars. Composite and dentine specimens were ground flat whereas the enamel surfaces only underwent removal of the salivary pellicle but otherwise remained in their original state.

The air polishing device (EMS Air Flow Master) was operated at a medium flow of powder and water. All specimens were instrumented under standardized and reproducible conditions ensuring a working distance of 4 mm, a treatment angle of 90° and an exposure time of 5 s. To guarantee a constant powder flow the powder chambers of the air polishing device were filled to the maximum level after each exposure.

Two of the five air polishing powders were based on salt sodium bicarbonate (P1: EMS Air Flow Classic; P4: Dr. Wittmann Natriumbikarbonat Typ SF2), two on amino acid glycine (P2: EMS Air Flow Soft, P3: EMS Perio) and one on sugar alcohol erythritol (P5: Dr. Wittmann Erythritol Typ P1). The median particle sizes of the powders differed clearly from each other and amounted to 60-65 µm (P1 and P2), 18-20 µm (P3), 12-14 µm (P4) and 12-15 µm (P5). With each air polishing powder an instrumentation of  $n = 10$  specimens per group was carried out. With 50 specimens per group this resulted in a total of 150 exposures.

The quantitative surface evaluation was carried out with a measuring system equipped with an optical sensor (FRT MicroProf). Of the plane composite and dentine specimens volume loss and maximum defect depths after air polishing were determined by baseline measurements. This was not possible with the enamel specimens because air polishing led to surface defects below the measuring threshold.

With all specimens the surface roughness was analysed by means of the areal parameters  $sR_a$  (arithmetical mean roughness),  $sR_z$  (mean roughness depth) and  $sLR$  (profile length ratio). These roughness values had to be compared to reference values of surfaces which had not been exposed to air polishing. In the case of the composite, surfaces which had been polished with flexible  $Al_2O_3$ -covered discs (3M Espe Sof-Lex) were used for that purpose. Reference roughness values for dentine and enamel were

obtained from clinically exposed root surfaces and from the untreated enamel surfaces respectively.

For qualitative surface evaluation a selection of air-polished specimens and reference specimens as well as samples of the five air polishing powders were gold-sputtered. Then images of the specimens at x300 and x3000 and of the air powder samples at x200 and x1000 magnification were made with a scanning electron microscope (SEM, LEO DSM 982).

Statistical evaluation for the composite and dentine was carried out by one-way and two-way ANOVA as well as post-hoc Scheffé tests. One-way ANOVA with repeated measures and post-hoc Tukey-HSD tests were used for the enamel.

The data revealed that on composite and dentine surfaces P5 generated the lowest and P1 and P4 the highest volume loss and maximum defect depth. There were significant differences between the five air polishing powders regarding volume loss and maximum defect depth. On the composite surfaces the lowest  $sR_a$ ,  $sR_z$  and  $sLR$  values appeared after reference polishing. As for the powders, application of P5 led to the lowest and application of P1 and P4 to the highest roughness values. Considering the three roughness parameters, significant differences between the test groups were apparent. On the dentine surfaces the lowest  $sR_a$  and  $sR_z$  values occurred after application of P5, whereas the lowest  $sLR$  values appeared after application of P4. With regard to all roughness parameters P2 and P3 generated the highest roughness values. As to  $sR_a$  and  $sLR$ , excluding  $sR_z$ , there were significant differences between the test groups.

Considering all roughness parameters, air polishing on sound enamel surfaces led to a significant increase in roughness. The lowest  $sR_a$ ,  $sR_z$  and  $sLR$  values and, in comparison to the untreated surfaces, the lowest increase in roughness appeared after application of P5. In turn P4 generated the highest roughness values and the biggest increase in roughness. As to  $sR_a$  and  $sLR$ , excluding  $sR_z$ , there was a significant difference between the powders concerning the increase in roughness.

The SEM findings were largely consistent with the results determined quantitatively. All air-polished composite surfaces looked very similar and showed more exposed fillers and a more pronounced removal of the organic matrix than the reference surfaces. After application of P1 and P4 on the dentine surfaces the dentinal tubules were often partially or completely occluded, while those after application of the other powders were largely open. The air-polished enamel surfaces appeared similar to each other and to the untreated surfaces. The roughest enamel surfaces were generated by P4.

The NaHCO<sub>3</sub> powders P1 and P4 cannot be recommended for the use on micro hybrid composites, dentine, or root surfaces because of the high risk of material loss and increasing roughness. Likewise P4 should not be applied to enamel surfaces. The use of the glycine powders P2 and P3 on hybrid composites is to be restricted, whereas it is safe on enamel surfaces. For subgingival use only P3 may be suitable. The erythritol powder P5 might be the new material of choice for the debridement of root surfaces and the cleaning of enamel surfaces and hybrid composites. However, its potential to remove plaque and stains has not been subjected to clinical research yet.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Agger, M.S., Horsted-Bindslev, P. & Hovgaard, O. Abrasiveness of an air-powder polishing system on root surfaces in vitro. *Quintessence Int* **32**, 407-411 (2001).
2. Alfa Aesar GmbH & Co. KG meso-Erythritol. Sicherheitsdatenblatt (2008).
3. Arabaci, T. *et al.* The comparison of the effects of three types of piezoelectric ultrasonic tips and air polishing system on the filling materials: an in vitro study. *Int J Dent Hyg* **5**, 205-210 (2007).
4. Atkinson, D.R., Cobb, C.M. & Killoy, W.J. The effect of an air-powder abrasive system on in vitro root surfaces. *J Periodontol* **55**, 13-18 (1984).
5. Augthun, M., Tinschert, J. & Huber, A. In vitro studies on the effect of cleaning methods on different implant surfaces. *J Periodontol* **69**, 857-864 (1998).
6. Banerjee, A., Hajatdoost-Sani, M., Farrell, S. & Thompson, I. A clinical evaluation and comparison of bioactive glass and sodium bicarbonate air-polishing powders. *J Dent* **38**, 475-479 (2010).
7. Barnes, C.M. An in depth look at air polishing. *Irish Dentist* **6**, 30-34 (2010).
8. Barnes, C.M. The management of aerosols with airpolishing delivery systems. *J Dent Hyg* **65**, 280-282 (1991).
9. Barnes, C.M., Fleming, L.S. & Mueninghoff, L.A. SEM evaluation of the in-vitro effects of an air-abrasive system on various implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* **6**, 463-469 (1991).
10. Barnes, C.M., Hayes, E.F. & Leinfelder, K.F. Effects of an airabrasive polishing system on restored surfaces. *Gen Dent* **35**, 186-189 (1987).
11. Barnes, C.M., Russell, C.M., Gerbo, L.R., Wells, B.R. & Barnes, D.W. Effects of an air-powder polishing system on orthodontically bracketed and banded teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **97**, 74-81 (1990).
12. Berkstein, S., Reiff, R.L., McKinney, J.F. & Killoy, W.J. Supragingival root surface removal during maintenance procedures utilizing an air-powder abrasive system or hand scaling. An in vitro study. *J Periodontol* **58**, 327-330 (1987).
13. Bernt, W.O., Borzelleca, J.F., Flamm, G. & Munro, I.C. Erythritol: a review of biological and toxicological studies. *Regul Toxicol Pharmacol* **24**, 191-197 (1996).
14. Black, R.B. Technic for nonmechanical preparation of cavities and prophylaxis. *J Am Dent Assoc* **32**, 955-965 (1945).
15. Black, R.B. Airabrasive: some fundamentals. *J Am Dent Assoc* **41**, 701-710 (1950).
16. Black, R.B. Application and revaluation of air abrasive technic. *J Am Dent Assoc* **50**, 408-414 (1955).
17. Bollen, C.M., Lambrechts, P. & Quirynen, M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* **13**, 258-269 (1997).
18. Boyde, A. Airpolishing effects on enamel, dentine, cement and bone. *Br Dent J* **156**, 287-291 (1984).
19. Brocklehurst, P.R., Joshi, R.I. & Northeast, S.E. The effect of air-polishing occlusal surfaces on the penetration of fissures by a sealant. *Int J Paediatr Dent* **2**, 157-162 (1992).

20. Brockmann, S.L., Scott, R.L. & Eick, J.D. The effect of an air-polishing device on tensile bond strength of a dental sealant. *Quintessence Int* **20**, 211-217 (1989).
21. Brockmann, S.L., Scott, R.L. & Eick, J.D. A scanning electron microscopic study of the effect of air polishing on the enamel-sealant surface. *Quintessence Int* **21**, 201-206 (1990).
22. Brookshire, F.V., Nagy, W.W., Dhuru, V.B., Ziebert, G.J. & Chada, S. The qualitative effects of various types of hygiene instrumentation on commercially pure titanium and titanium alloy implant abutments: an in vitro and scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* **78**, 286-294 (1997).
23. Brown, F.H., Ogletree, R.C. & Houston, G.D. Pneumoparotitis associated with the use of an air-powder prophylaxis unit. *J Periodontol* **63**, 642-644 (1992).
24. Carr, M.P., Mitchell, J.C., Seghi, R.R. & Vermilyea, S.G. The effect of air polishing on contemporary esthetic restorative materials. *Gen Dent* **50**, 238-241 (2002).
25. Chairay, J.P., Boulekbache, H., Jean, A., Soyer, A. & Bouchard, P. Scanning electron microscopic evaluation of the effects of an air-abrasive system on dental implants: a comparative in vitro study between machined and plasma-sprayed titanium surfaces. *J Periodontol* **68**, 1215-1222 (1997).
26. Cooley, R.L., Brown, F.H. & Stoffers, K.W. Effect of air-powder abrasive spray on glass ionomers. *Am J Dent* **1**, 209-213 (1988a).
27. Cooley, R.L. & Lubow, R.M. Effect of air-powder abrasive on glass ionomer microleakage. *Gen Dent* **37**, 16-18 (1989).
28. Cooley, R.L., Lubow, R.M. & Brown, F.H. Effect of air-powder abrasive instrument on porcelain. *J Prosthet Dent* **60**, 440-443 (1988b).
29. Cooley, R.L., Lubow, R.M. & Patrissi, G.A. The effect of an air-powder abrasive instrument on composite resin. *J Am Dent Assoc* **112**, 362-364 (1986).
30. Courson, F. *et al.* In vitro evaluation of different techniques of enamel preparation for pit and fissure sealing. *J Adhes Dent* **5**, 313-321 (2003).
31. Darby, M & Walsh, M. Management of Extrinsic and Intrinsic Stains. In *Darby & Walsh Dental Hygiene Theory and Practice*, ed 3. St. Louis. Elsevier Saunders, 513-514 (2010).
32. de Boever, J.A. & Vande Velde, F. Pulverstrahlgeräte zur Belagsentfernung. Eine klinische und rasterelektronenmikroskopische Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* **40**, 725-729 (1985).
33. Dederich, D.N., Gulevich, T.M. & Reid, A. The effect of rubber cup vs an air-powder abrasive system on root surfaces. *Probe* **23**, 135-137 (1989).
34. Dentsply DeTrey GmbH Cavitron® Jet-Fresh Prophylaxepulver. Herstellerinformation (2003).
35. Dentsply DeTrey GmbH Cavitron® Prophy-Jet®. Bedienungsanleitung (2004).
36. DIN 4762 Oberflächenrauheit. In *DIN Deutsches Institut für Normung e.V. DIN-Taschenbuch 106 Verzahnungsterminologie*. Beuth Verlag GmbH: Berlin, Wien, Zürich; 345 (1996).
37. DIN 4768 Ermittlung der Rauheitskenngrößen  $R_a$ ,  $R_z$ ,  $R_{max}$  mit elektrischen Tastschnittgeräten. In *DIN Deutsches Institut für Normung e.V. DIN-Taschenbuch 1 Mechanische Technik - Grundnormen*. Beuth Verlag GmbH: Berlin, Wien, Zürich; 295-297 (1995).

38. Donnet, M. & Wittmann, J. Pulver zum Pulverstrahlen, Pulvermischung und Verwendung zur Bearbeitung von insbesondere Zahnoberflächen. Europäisches Patent (2010; abgerufen am 23. Juli 2012). Erhältlich unter: <https://data.epo.org/publication-server/rest/v1.0/publication-dates/20100915/patents/EP2228175NWA1/document.html>
39. Dr. Wittmann GmbH & Co. KG Air-Flow Classic Mint Prophylaxis Powder. Sicherheitsdatenblatt (2007).
40. Dr. Wittmann GmbH & Co. KG Air-Flow Perio. Sicherheitsdatenblatt (2007).
41. Duangthip, D. & Lussi, A. Effects of application techniques and fissure types on the in vitro performance of two fissure sealants. *Am J Dent* **17**, 137-142 (2004).
42. Eliades, G.C., Tzoutzas, J.G. & Vougiouklakis, G.J. Surface alterations on dental restorative materials subjected to an air-powder abrasive instrument. *J Prosthet Dent* **65**, 27-33 (1991).
43. EMS Electro Medical Systems GmbH Air-Flow Master®. Handbuch (2009).
44. EMS Electro Medical Systems GmbH Air-Flow® Pulver Soft. Produktbroschüre (2010).
45. EMS Electro Medical Systems GmbH Perio-Flow® Düsen. Produktbeschreibung (abgerufen am 12. Februar 2013). Erhältlich unter: <http://new.ems-company.com/de/details/perio-flow®-nozzles.html>
46. Engel, S., Jost-Brinkmann, P.G., Spors, C.K., Mohammadian, S. & Muller-Hartwich, R. Abrasive effect of air-powder polishing on smooth surface sealants. *J Orofac Orthop* **70**, 363-370 (2009).
47. Epstein, S. Analysis of airbrasive procedures in dental practice. *J Am Dent Assoc* **43**, 578-582 (1951).
48. Field, J., Waterhouse, P. & German, M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent* **38**, 182-190 (2010).
49. Finke, C.H. *et al.* In vitro abrasion using an air-powder polishing device and its quantification by radiotracer measurement. *Dent Mater* **15**, 180-184 (1999).
50. Finlayson, R.S. & Stevens, F.D. Subcutaneous facial emphysema secondary to use of the Cavi-Jet. *J Periodontol* **59**, 315-317 (1988).
51. Flemmig, T.F. *et al.* Randomized controlled trial assessing efficacy and safety of glycine powder air polishing in moderate-to-deep periodontal pockets. *J Periodontol* **83**, 444-452 (2012).
52. Flemmig, T.F. *et al.* Subgingival debridement efficacy of glycine powder air polishing. *J Periodontol* **78**, 1002-1010 (2007).
53. Frankenberger, R., Lohbauer, U., Tay, F.R., Taschner, M. & Nikolaenko, S.A. The effect of different air-polishing powders on dentin bonding. *J Adhes Dent* **9**, 381-389 (2007).
54. Freitag, M. Nichtinvasive Laser-Profilometrie auf dem Prinzip der dynamischen Fokussierung: Untersuchungen beim kutanen malignen Melanom und ausgewählten Differentialdiagnosen. Dissertation, Ruhr-Universität Bochum, Medizinische Fakultät (2002).
55. FRT Fries Research & Technology GmbH. Prospekte Optische Oberflächenmessgeräte und Chromatischer Weißlichtsensor CWL (2006, 2011).
56. Galloway, S.E. & Pashley, D.H. Rate of removal of root structure by the use of the Prophy-Jet device. *J Periodontol* **58**, 464-469 (1987).
57. Garcia-Godoy, F. & Medlock, J.W. An SEM study of the effects of air-polishing on fissure surfaces. *Quintessence Int* **19**, 465-467 (1988).

58. Gerbo, L.R., Barnes, C.M. & Leinfelder, K.F. Applications of the air-powder polisher in clinical orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **103**, 71-73 (1993a).
59. Gerbo, L.R., Lacefield, W.R., Barnes, C.M. & Russell, C.M. Enamel roughness after air-powder polishing. *Am J Dent* **6**, 96-98 (1993b).
60. Glenwright, H.D., Knibbs, P.J. & Burdon, D.W. Atmospheric contamination during use of an air polisher. *Br Dent J* **159**, 294-297 (1985).
61. Goldberg, M.A. Airbrasive: patient reactions. *J Dent Res* **31**, 504- 505 (1952).
62. Goldstein, R.E. & Parkins, F.M. Air-abrasive technology: its new role in restorative dentistry. *J Am Dent Assoc* **125**, 551-557 (1994).
63. Gorfil, C., Nordenberg, D., Liberman, R. & Ben-Amar, A. The effect of ultrasonic cleaning and air polishing on the marginal integrity of radicular amalgam and composite resin restorations. An in vitro study. *J Clin Periodontol* **16**, 137-139 (1989).
64. Hannig, M., Khanafer, A.K., Hoth-Hannig, W., Al-Marrawi, F. & Acil, Y. Transmission electron microscopy comparison of methods for collecting in situ formed enamel pellicle. *Clin Oral Investig* **9**, 30-37 (2005).
65. Harrel, S.K., Barnes, J.B. & Rivera-Hidalgo, F. Aerosol reduction during air polishing. *Quintessence Int* **30**, 623-628 (1999).
66. Heintze, S.D., Cavalleri, A., Forjanic, M., Zellweger, G. & Rousson, V. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater* **22**, 1051-1062 (2006).
67. Homiak, A.W., Cook, P.A. & DeBoer, J. Effect of hygiene instrumentation on titanium abutments: a scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent* **67**, 364-369 (1992).
68. Horning, G.M., Cobb, C.M. & Killoy, W.J. Effect of an air-powder abrasive system on root surfaces in periodontal surgery. *J Clin Periodontol* **14**, 213-220 (1987).
69. Hosoya, Y. & Johnston, J.W. Evaluation of various cleaning and polishing methods on primary enamel. *J Pedod* **13**, 253-269 (1989).
70. Huennekens, S.C., Daniel, S.J. & Bayne, S.C. Effects of air polishing on the abrasion of occlusal sealants. *Quintessence Int* **22**, 581-585 (1991).
71. Hügelmeyer, T. Oberflächenveränderung von Zahnschmelz, Wurzelzement, Amalgam und Kunststoff nach Behandlung mit verschiedenen Reinigungsinstrumenten. *Quintessenz* **40**, 683-693 (1989).
72. Hunter, K.M., Holborow, D.W., Kardos, T.B., Lee-Knight, C.T. & Ferguson, M.M. Bacteraemia and tissue damage resulting from air polishing. *Br Dent J* **167**, 275-278 (1989).
73. Ichikawa, T., Yano, Y., Fujita, Y., Kashiwabara, T. & Nagao, K. The enhancement effect of three sugar alcohols on the fungicidal effect of benzethonium chloride toward *Candida albicans*. *J Dent* **36**, 965-968 (2008).
74. Ilie, N. & Hickel, R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* **56 Suppl 1**, 59-66 (2011).
75. Johnson, W.W., Barnes, C.M., Covey, D.A., Walker, M.P. & Ross, J.A. The effects of a commercial aluminum airpolishing powder on dental restorative materials. *J Prosthodont* **13**, 166-172 (2004).
76. Jones, C.S., Billington, R.W. & Pearson, G.J. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J* **196**, 42-45; discussion 31 (2004).



77. Jost-Brinkmann, P.G. Effect of air polishing on the fluoride release of (resin-modified) glass ionomer cements and of a polyacid-modified composite resin. *Clin Oral Investig* **2**, 91-95 (1998a).
78. Jost-Brinkmann, P.G. The influence of air polishers on tooth enamel. An in-vitro study. *J Orofac Orthop* **59**, 1-16 (1998b).
79. Jung, M. Ausarbeitung und Politur von laborgefertigten Keramik- und Kompositinlays in-vitro und in-vivo. Medizinische Habilitation, Gießen (1998).
80. Jung, M., Voit, S. & Klimek, J. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent* **28**, 53-59 (2003).
81. Jung, M. & Tocha, J. Wirksamkeit (Abrasion) von drei Air-Flow-Pulverapplikationen bei der Anwendung auf Schmelzoberflächen. Gutachten und Prüfbericht für die Dr. Wittmann GmbH & Co. KG (Unveröffentlichte Daten, 2012).
82. Kakaboura, A., Vougiouklakis, G. & Mountouris, G. The effect of an air-powder abrasive device on the bond strength of glass ionomer cements to dentin. *Quintessence Int* **20**, 9-12 (1989).
83. Kaplan, B.A., Goldstein, G.R., Vijayaraghavan, T.V. & Nelson, I.K. The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: a profilometric and scanning electron microscopy study. *J Prosthet Dent* **76**, 34-38 (1996).
84. Ketterl, W. Studie über das Dentin der permanenten Zähne des Menschen. *Stoma (Heidelb.)* **14**, 79 & 148 (1961).
85. Koka, S., Han, J., Razzoog, M.E. & Bloem, T.J. The effects of two air-powder abrasive prophylaxis systems on the surface of machined titanium: a pilot study. *Implant Dent* **1**, 259-265 (1992).
86. Kontturi-Narhi, V., Markkanen, S. & Markkanen, H. The gingival effects of dental airpolishing as evaluated by scanning electron microscopy. *J Periodontol* **60**, 19-22 (1989).
87. Kontturi-Narhi, V., Markkanen, S. & Markkanen, H. Effects of airpolishing on dental plaque removal and hard tissues as evaluated by scanning electron microscopy. *J Periodontol* **61**, 334-338 (1990).
88. Kozlovsky, A., Artzi, Z., Nemcovsky, C.E. & Hirshberg, A. Effect of air-polishing devices on the gingiva: histologic study in the canine. *J Clin Periodontol* **32**, 329-334 (2005).
89. Kreisler, M. *et al.* In vitro evaluation of the biocompatibility of contaminated implant surfaces treated with an Er : YAG laser and an air powder system. *Clin Oral Implants Res* **16**, 36-43 (2005).
90. Krejci, I., Lutz, F. & Boretti, R. Resin composite polishing - filling the gaps. *Quintessence Int* **30**, 490-495 (1999).
91. Leckel, M., Lenz, P. & Gilde, H. Vergleich zweier Pulverstrahlsysteme zur Zahnreinigung. *ZWR* **98**, 518-521 (1989).
92. Leknes, K.N. & Lie, T. Influence of polishing procedures on sonic scaling root surface roughness. *J Periodontol* **62**, 659-662 (1991).
93. Liebenberg, W.H. & Crawford, B.J. Subcutaneous, orbital, and mediastinal emphysema secondary to the use of an air-abrasive device. *Quintessence Int* **28**, 31-38 (1997).
94. Logothetis, D.D., Gross, K.B., Eberhart, A. & Drisko, C. Bacterial airborne contamination with an air-polishing device. *Gen Dent* **36**, 496-499 (1988).
95. Lubow, R.M. & Cooley, R.L. Effect of air-powder abrasive instrument on restorative materials. *J Prosthet Dent* **55**, 462-465 (1986).

96. Makinen, K.K. *et al.* Similarity of the effects of erythritol and xylitol on some risk factors of dental caries. *Caries Res* **39**, 207-215 (2005).
97. Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.H. & Hickel, R. A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* **76**, 1799-1807 (1997).
98. Mengel, R., Buns, C.E., Mengel, C. & Flores-de-Jacoby, L. An in vitro study of the treatment of implant surfaces with different instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants* **13**, 91-96 (1998).
99. Merck KGaA Natriumhydrogencarbonat reinst Ph Eur. Sicherheitsdatenblatt (2005).
100. Moene, R., Decaillet, F., Andersen, E. & Mombelli, A. Subgingival plaque removal using a new air-polishing device. *J Periodontol* **81**, 79-88 (2010).
101. Morrison, A.H. & Berman, L. Evaluation of the airdent unit: preliminary report. *J Am Dent Assoc* **46**, 298-303 (1953).
102. Muzzin, K.B., King, T.B. & Berry, C.W. Assessing the clinical effectiveness of an aerosol reduction device for the air polisher. *J Am Dent Assoc* **130**, 1354-1359 (1999).
103. Neidhardt, A. Wer die Wahl hat - neue Prophylaxepulver für Pulverstrahlgeräte. *Dentalhygiene Journal* **6**, 26-28 (2003).
104. Newman, P.S., Silverwood, R.A. & Dolby, A.E. The effects of an airbrasive instrument on dental hard tissues, skin and oral mucosa. *Br Dent J* **159**, 9-12 (1985).
105. Nikaido, T., Yamada, T., Koh, Y., Burrow, M.F. & Takatsu, T. Effect of air-powder polishing on adhesion of bonding systems to tooth substrates. *Dent Mater* **11**, 258-264 (1995).
106. Nishimura, K., Nikaido, T., Foxton, R.M. & Tagami, J. Effect of air-powder polishing on dentin adhesion of a self-etching primer bonding system. *Dent Mater J* **24**, 59-65 (2005).
107. OSspray Ltd. Sylc™ Therapeutic Prophy Powder. Gebrauchsanweisung (2011).
108. Parham, P.L., Jr. *et al.* Effects of an air-powder abrasive system on plasma-sprayed titanium implant surfaces: an in vitro evaluation. *J Oral Implantol* **15**, 78-86 (1989).
109. Pelka, M., Trautmann, S., Petschelt, A. & Lohbauer, U. Influence of air-polishing devices and abrasives on root dentin-an in vitro confocal laser scanning microscope study. *Quintessence Int* **41**, e141-148 (2010a).
110. Pelka, M.A., Altmaier, K., Petschelt, A. & Lohbauer, U. The effect of air-polishing abrasives on wear of direct restoration materials and sealants. *J Am Dent Assoc* **141**, 63-70 (2010b).
111. Petersilka, G. *et al.* Effect of glycine powder air-polishing on the gingiva. *J Clin Periodontol* **35**, 324-332 (2008).
112. Petersilka, G.J. Subgingival air-polishing in the treatment of periodontal biofilm infections. *Periodontol 2000* **55**, 124-142 (2011).
113. Petersilka, G.J. *et al.* In vitro evaluation of novel low abrasive air polishing powders. *J Clin Periodontol* **30**, 9-13 (2003a).
114. Petersilka, G.J., Bell, M., Mehl, A., Hickel, R. & Flemmig, T.F. Root defects following air polishing. *J Clin Periodontol* **30**, 165-170 (2003b).
115. Petersilka, G.J., Schenck, U. & Flemmig, T.F. Powder emission rates of four air polishing devices. *J Clin Periodontol* **29**, 694-698 (2002).
116. Petersilka, G.J., Steinmann, D., Haberlein, I., Heinecke, A. & Flemmig, T.F. Subgingival plaque removal in buccal and lingual sites using a novel low abrasive air-polishing powder. *J Clin Periodontol* **30**, 328-333 (2003c).

117. Petersilka, G.J. *et al.* Subgingival plaque removal at interdental sites using a low-abrasive air polishing powder. *J Periodontol* **74**, 307-311 (2003D).
118. Pippin, D.J., Crooks, W.E., Barker, B.F., Walters, P.L. & Killoy, W.J. Effects of an air-powder abrasive device used during periodontal flap surgery in dogs. *J Periodontol* **59**, 584-588 (1988).
119. Ramaglia, L., Sbordone, L., Ciaglia, R.N., Barone, A. & Martina, R. A clinical comparison of the efficacy and efficiency of two professional prophylaxis procedures in orthodontic patients. *Eur J Orthod* **21**, 423-428 (1999).
120. Rawson, R.D., Nelson, B.N., Jewell, B.D. & Jewell, C.C. Alkalosis as a potential complication of air polishing systems. A pilot study. *Dent Hyg (Chic)* **59**, 500-503 (1985).
121. Razzoog, M.E. & Koka, S. In vitro analysis of the effects of two air-abrasive prophylaxis systems and inlet air pressure on the surface of titanium abutment cylinders. *J Prosthodont* **3**, 103-107 (1994).
122. Reel, D.C., Abrams, H., Gardner, S.L. & Mitchell, R.J. Effect of a hydraulic jet prophylaxis system on composites. *J Prosthet Dent* **61**, 441-445 (1989).
123. Satoh, E. *et al.* The effectiveness of the air-powder abrasive device for root planing during periodontal surgery. *Periodontal Clin Investig* **14**, 7-13 (1992).
124. Sauro, S., Watson, T.F. & Thompson, I. Dentine desensitization induced by prophylactic and air-polishing procedures: An in vitro dentine permeability and confocal microscopy study. *J Dent* (2010).
125. Sauro, S., Watson, T.F. & Thompson, I. Ultramorphology and dentine permeability changes induced by prophylactic procedures on exposed dentinal tubules in middle dentine. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* **16**, e1022-1030 (2011).
126. Schwarz, F., Ferrari, D., Popovski, K., Hartig, B. & Becker, J. Influence of different air-abrasive powders on cell viability at biologically contaminated titanium dental implants surfaces. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* **88**, 83-91 (2009).
127. Scott, L. & Greer, D. The effect of an air polishing device on sealant bond strength. *J Prosthet Dent* **58**, 384-387 (1987).
128. Shibli, J.A., Silverio, K.G., Martins, M.C., Marcantonio junior, E. & Rossa junior, C. Effect of air-powder system on titanium surface on fibroblast adhesion and morphology. *Implant Dent* **12**, 81-86 (2003).
129. Shintani, H., Satou, J., Satou, N., Hayashihara, H. & Inoue, T. Effects of various finishing methods on staining and accumulation of *Streptococcus mutans* HS-6 on composite resins. *Dent Mater* **1**, 225-227 (1985).
130. Shultz, P.H. *et al.* Effects of air-powder polishing on the bond strength of orthodontic bracket adhesive systems. *J Dent Hyg* **67**, 74-80 (1993).
131. Sigma-Aldrich Chemie GmbH meso-Erythritol. Datenblatt (abgerufen am 23. Juli 2012). Erhältlich unter:  
[www.sigmaaldrich.com/catalog/product/fluka/45670?lang=de&region=DE](http://www.sigmaaldrich.com/catalog/product/fluka/45670?lang=de&region=DE).
132. Strand, G.V. & Raadal, M. The efficiency of cleaning fissures with an air-polishing instrument. *Acta Odontol Scand* **46**, 113-117 (1988).
133. Tada, K., Kakuta, K., Ogura, H. & Sato, S. Effect of particle diameter on air polishing of dentin surfaces. *Odontology* **98**, 31-36 (2010).
134. Vande Velde, F., Adriaens, P. & De Boever, J. [Clinical, histological and scanning electron microscopy evaluation of the Prophy-Jet in vivo and in vitro]. *Rev Belge Med Dent* **37**, 153-157 (1982).

135. Vermilyea, S.G., Prasanna, M.K. & Agar, J.R. Effect of ultrasonic cleaning and air polishing on porcelain labial margin restorations. *J Prosthet Dent* **71**, 447-452 (1994).
136. Walmsley, A.D., Williams, A.R. & Laird, W.R. The air-powder dental abrasive unit - an evaluation using a model system. *J Oral Rehabil* **14**, 43-50 (1987).
137. Weaks, L.M., Lescher, N.B., Barnes, C.M. & Holroyd, S.V. Clinical evaluation of the Prophy-Jet as an instrument for routine removal of tooth stain and plaque. *J Periodontol* **55**, 486-488 (1984).
138. Weber, W. Zusammenfassung der Befunde über die Morphologie der PROPHYpearls, ihre Anwendung auf Dentin und Schmelz, die Inhaltsstoffe vor und nach Anwendung auf Oberflächen. Gutachten für KaVo Dental GmbH. (2003).
139. Weitman, R.T. & Eames, W.B. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc* **91**, 101-106 (1975).
140. Wennstrom, J.L., Dahlen, G. & Ramberg, P. Subgingival debridement of periodontal pockets by air polishing in comparison with ultrasonic instrumentation during maintenance therapy. *J Clin Periodontol* **38**, 820-827 (2011).
141. Westfelt, E. Rationale of mechanical plaque control. *J Clin Periodontol* **23**, 263-267 (1996).
142. Whitehead, S.A., Shearer, A.C., Watts, D.C. & Wilson, N.H. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater* **15**, 79-86 (1999).
143. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vuylsteke-Wauters, M. & Vanherle, G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res* **70**, 1299-1305 (1991).
144. Willmann, D.E., Norling, B.K. & Johnson, W.N. A new prophylaxis instrument: effect on enamel alterations. *J Am Dent Assoc* **101**, 923-925 (1980).
145. Wilmes, B., Vali, S. & Drescher, D. In-vitro study of surface changes in fixed orthodontic appliances following air polishing with Clinpro Prophy and Air-Flow. *J Orofac Orthop* **70**, 371-384 (2009).
146. Wilson, F., Heath, J.R. & Watts, D.C. Finishing composite restorative materials. *J Oral Rehabil* **17**, 79-87 (1990).
147. Wittmann, J. AW: *Studie Pulverstrahlapplikation/Gießen, Daten der Pulver*. E-Mail: info@dr-wittmann.com (12. August 2010).
148. Worrall, S.F., Knibbs, P.J. & Glenwright, H.D. Methods of reducing bacterial contamination of the atmosphere arising from use of an air-polisher. *Br Dent J* **163**, 118-119 (1987).
149. Wu, S.S., Yap, A.U., Chelvan, S. & Tan, E.S. Effect of prophylaxis regimens on surface roughness of glass ionomer cements. *Oper Dent* **30**, 180-184 (2005).
150. Yap, A.U., Wu, S.S., Chelvan, S. & Tan, E.S. Effect of hygiene maintenance procedures on surface roughness of composite restoratives. *Oper Dent* **30**, 99-104 (2005).

## 9 Anhang

In diesem Kapitel sind in tabellarischer Form alle Einzelwerte der quantitativen Oberflächenevaluierung sowie das Randomisierungsprotokoll dargestellt. Folgende Abkürzungen finden in den Tabellen Verwendung:

### *Pulverstrahlapplikationen*

- 1 = EMS Air Flow Pulver Classic
- 2 = EMS Air Flow Pulver Soft
- 3 = EMS Air Flow Pulver Perio
- 4 = Dr. Wittmann Natriumbikarbonat Typ SF2
- 5 = Dr. Wittmann Erythritol Typ P1

### *Substrate*

- 1 = Komposit
- 2 = Dentin

### *Volumenverlust*

- E+06 =  $x \cdot 10^6$
- E+07 =  $x \cdot 10^7$

### *Referenzoberflächen*

- Ref (Substrat 1) = mit Sof-Lex-Scheiben polierte Oberflächen (4-fach abgestuft)
- Ref (Substrat 2) = vormals exponierte, nicht bestrahlte Wurzeloberflächen

### *Rauheitsparameter*

- $sR_a$  = arithmetischer Mittenrauwert
- $sR_z$  = gemittelte Rautiefe
- $sLR$  = Profillängenverhältnis (dimensionslos)
- nachgestellte Ziffer „1“ oder „2“ = vor oder nach Pulverstrahlbehandlung

**Tabelle 8.1      Volumenverlust und maximale Defekttiefe von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5.**

| Prüfkörper Nr. | Substrat | Pulver | Volumenverlust ( $\mu\text{m}^3$ ) | Max. Defekttiefe ( $\mu\text{m}$ ) |
|----------------|----------|--------|------------------------------------|------------------------------------|
| 1              | 1        | 1      | 2,14E+07                           | 61,0                               |
| 2              | 1        | 1      | 1,70E+07                           | 52,5                               |
| 3              | 1        | 1      | 2,12E+07                           | 60,8                               |
| 4              | 1        | 1      | 2,80E+07                           | 78,3                               |
| 5              | 1        | 1      | 2,46E+07                           | 68,4                               |
| 6              | 1        | 1      | 2,89E+07                           | 77,5                               |
| 7              | 1        | 1      | 2,80E+07                           | 77,4                               |
| 8              | 1        | 1      | 2,38E+07                           | 69,0                               |
| 9              | 1        | 1      | 2,49E+07                           | 75,0                               |
| 10             | 1        | 1      | 2,31E+07                           | 71,6                               |
| 11             | 1        | 2      | 1,09E+07                           | 32,4                               |
| 12             | 1        | 2      | 1,05E+07                           | 30,1                               |
| 13             | 1        | 2      | 1,24E+07                           | 35,3                               |
| 14             | 1        | 2      | 5,66E+06                           | 19,0                               |
| 15             | 1        | 2      | 8,56E+06                           | 23,3                               |
| 16             | 1        | 2      | 8,97E+06                           | 25,4                               |
| 17             | 1        | 2      | 9,67E+06                           | 25,1                               |
| 18             | 1        | 2      | 1,28E+07                           | 34,9                               |
| 19             | 1        | 2      | 1,41E+07                           | 40,0                               |
| 20             | 1        | 2      | 1,27E+07                           | 35,0                               |
| 21             | 1        | 3      | 5,41E+06                           | 12,1                               |
| 22             | 1        | 3      | 2,59E+06                           | 7,4                                |
| 23             | 1        | 3      | 5,78E+06                           | 17,9                               |
| 24             | 1        | 3      | 1,20E+07                           | 43,2                               |
| 25             | 1        | 3      | 1,11E+07                           | 32,2                               |
| 26             | 1        | 3      | 1,14E+07                           | 39,6                               |
| 27             | 1        | 3      | 1,02E+07                           | 33,8                               |
| 28             | 1        | 3      | 5,02E+06                           | 16,7                               |
| 29             | 1        | 3      | 6,38E+06                           | 17,6                               |
| 30             | 1        | 3      | 7,49E+06                           | 20,0                               |
| 31             | 1        | 4      | 2,84E+07                           | 88,0                               |
| 32             | 1        | 4      | 2,78E+07                           | 88,2                               |
| 33             | 1        | 4      | 3,09E+07                           | 113,3                              |
| 34             | 1        | 4      | 3,03E+07                           | 83,0                               |
| 35             | 1        | 4      | 2,11E+07                           | 62,6                               |
| 36             | 1        | 4      | 2,50E+07                           | 82,1                               |
| 37             | 1        | 4      | 2,16E+07                           | 69,1                               |
| 38             | 1        | 4      | 3,18E+07                           | 88,3                               |
| 39             | 1        | 4      | 3,75E+07                           | 117,0                              |
| 40             | 1        | 4      | 2,97E+07                           | 83,0                               |
| 41             | 1        | 5      | 4,55E+06                           | 18,5                               |
| 42             | 1        | 5      | 4,16E+05                           | 2,4                                |
| 43             | 1        | 5      | 2,95E+06                           | 8,7                                |
| 44             | 1        | 5      | 5,60E+06                           | 18,9                               |
| 45             | 1        | 5      | 5,97E+05                           | 5,0                                |
| 46             | 1        | 5      | 2,81E+06                           | 7,9                                |
| 47             | 1        | 5      | 3,10E+06                           | 10,9                               |
| 48             | 1        | 5      | 2,37E+06                           | 6,4                                |
| 49             | 1        | 5      | 4,63E+06                           | 15,6                               |
| 50             | 1        | 5      | 2,71E+06                           | 6,7                                |

**Tabelle 8.1 (Forts.)    Volumenverlust und maximale Defekttiefe von Komposit- und Dentin-  
oberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5.**

| Prüfkörper Nr. | Substrat | Pulver | Volumenverlust ( $\mu\text{m}^3$ ) | Max. Defekttiefe ( $\mu\text{m}$ ) |
|----------------|----------|--------|------------------------------------|------------------------------------|
| 1              | 2        | 1      | 3,59E+07                           | 93,2                               |
| 2              | 2        | 1      | 4,27E+07                           | 117,1                              |
| 3              | 2        | 1      | 4,56E+07                           | 129,8                              |
| 4              | 2        | 1      | 5,15E+07                           | 140,1                              |
| 5              | 2        | 1      | 3,99E+07                           | 102,9                              |
| 6              | 2        | 1      | 3,96E+07                           | 102,2                              |
| 7              | 2        | 1      | 4,48E+07                           | 125,0                              |
| 8              | 2        | 1      | 4,52E+07                           | 106,7                              |
| 9              | 2        | 1      | 3,92E+07                           | 100,1                              |
| 10             | 2        | 1      | 4,11E+07                           | 118,2                              |
| 11             | 2        | 2      | 1,91E+07                           | 34,8                               |
| 12             | 2        | 2      | 1,64E+07                           | 50,9                               |
| 13             | 2        | 2      | 9,05E+06                           | 31,6                               |
| 14             | 2        | 2      | 9,24E+06                           | 33,7                               |
| 15             | 2        | 2      | 1,11E+07                           | 32,5                               |
| 16             | 2        | 2      | 8,97E+06                           | 33,5                               |
| 17             | 2        | 2      | 1,15E+07                           | 34,5                               |
| 18             | 2        | 2      | 1,33E+07                           | 39,9                               |
| 19             | 2        | 2      | 1,36E+07                           | 39,4                               |
| 20             | 2        | 2      | 1,44E+07                           | 44,4                               |
| 21             | 2        | 3      | 6,43E+06                           | 21,5                               |
| 22             | 2        | 3      | 8,30E+06                           | 32,3                               |
| 23             | 2        | 3      | 4,93E+06                           | 19,0                               |
| 24             | 2        | 3      | 6,38E+06                           | 18,8                               |
| 25             | 2        | 3      | 6,13E+06                           | 22,1                               |
| 26             | 2        | 3      | 2,96E+06                           | 10,1                               |
| 27             | 2        | 3      | 8,87E+06                           | 31,0                               |
| 28             | 2        | 3      | 9,94E+06                           | 29,2                               |
| 29             | 2        | 3      | 2,32E+06                           | 10,8                               |
| 30             | 2        | 3      | 7,92E+06                           | 31,8                               |
| 31             | 2        | 4      | 3,69E+07                           | 118,1                              |
| 32             | 2        | 4      | 3,50E+07                           | 109,6                              |
| 33             | 2        | 4      | 2,54E+07                           | 76,0                               |
| 34             | 2        | 4      | 2,85E+07                           | 79,5                               |
| 35             | 2        | 4      | 3,03E+07                           | 92,2                               |
| 36             | 2        | 4      | 3,59E+07                           | 102,6                              |
| 37             | 2        | 4      | 3,95E+07                           | 106,4                              |
| 38             | 2        | 4      | 3,02E+07                           | 99,8                               |
| 39             | 2        | 4      | 2,64E+07                           | 78,2                               |
| 40             | 2        | 4      | 2,57E+07                           | 74,6                               |
| 41             | 2        | 5      | 9,76E+05                           | 3,8                                |
| 42             | 2        | 5      | 2,80E+06                           | 5,0                                |
| 43             | 2        | 5      | 1,84E+06                           | 5,2                                |
| 44             | 2        | 5      | 1,16E+06                           | 3,5                                |
| 45             | 2        | 5      | 2,99E+06                           | 7,4                                |
| 46             | 2        | 5      | 1,14E+06                           | 3,6                                |
| 47             | 2        | 5      | 2,61E+06                           | 5,5                                |
| 48             | 2        | 5      | 2,23E+06                           | 6,1                                |
| 49             | 2        | 5      | 2,10E+06                           | 5,3                                |
| 50             | 2        | 5      | 1,42E+06                           | 5,6                                |

**Tabelle 8.2 Rauheitsparameter (sR<sub>z</sub>, sR<sub>a</sub>, sLR) von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5.**

| Prüfkörper Nr. | Substrat | Pulver | sRa (µm) | sRz (µm) | sLR   |
|----------------|----------|--------|----------|----------|-------|
| 1              | 1        | 1      | 0,479    | 6,12     | 1,045 |
| 2              | 1        | 1      | 0,494    | 6,93     | 1,056 |
| 3              | 1        | 1      | 0,467    | 7,36     | 1,043 |
| 4              | 1        | 1      | 0,488    | 6,50     | 1,046 |
| 5              | 1        | 1      | 0,512    | 6,76     | 1,044 |
| 6              | 1        | 1      | 0,456    | 6,08     | 1,045 |
| 7              | 1        | 1      | 0,429    | 6,01     | 1,040 |
| 8              | 1        | 1      | 0,425    | 5,50     | 1,040 |
| 9              | 1        | 1      | 0,620    | 6,35     | 1,040 |
| 10             | 1        | 1      | 0,478    | 6,25     | 1,039 |
| 11             | 1        | 2      | 0,349    | 5,09     | 1,036 |
| 12             | 1        | 2      | 0,386    | 8,58     | 1,040 |
| 13             | 1        | 2      | 0,347    | 4,11     | 1,036 |
| 14             | 1        | 2      | 0,335    | 5,29     | 1,038 |
| 15             | 1        | 2      | 0,347    | 5,56     | 1,039 |
| 16             | 1        | 2      | 0,430    | 9,15     | 1,037 |
| 17             | 1        | 2      | 0,368    | 6,44     | 1,036 |
| 18             | 1        | 2      | 0,416    | 5,26     | 1,039 |
| 19             | 1        | 2      | 0,392    | 5,60     | 1,037 |
| 20             | 1        | 2      | 0,416    | 8,73     | 1,040 |
| 21             | 1        | 3      | 0,344    | 4,53     | 1,036 |
| 22             | 1        | 3      | 0,322    | 4,12     | 1,035 |
| 23             | 1        | 3      | 0,310    | 3,85     | 1,036 |
| 24             | 1        | 3      | 0,510    | 8,44     | 1,050 |
| 25             | 1        | 3      | 0,391    | 4,99     | 1,036 |
| 26             | 1        | 3      | 0,434    | 8,77     | 1,037 |
| 27             | 1        | 3      | 0,350    | 6,04     | 1,036 |
| 28             | 1        | 3      | 0,301    | 5,27     | 1,036 |
| 29             | 1        | 3      | 0,380    | 7,27     | 1,036 |
| 30             | 1        | 3      | 0,318    | 5,26     | 1,037 |
| 31             | 1        | 4      | 0,371    | 5,36     | 1,046 |
| 32             | 1        | 4      | 0,502    | 9,38     | 1,048 |
| 33             | 1        | 4      | 0,782    | 11,58    | 1,052 |
| 34             | 1        | 4      | 0,368    | 4,18     | 1,042 |
| 35             | 1        | 4      | 0,549    | 9,69     | 1,064 |
| 36             | 1        | 4      | 0,456    | 5,60     | 1,040 |
| 37             | 1        | 4      | 0,493    | 10,92    | 1,040 |
| 38             | 1        | 4      | 0,516    | 7,36     | 1,040 |
| 39             | 1        | 4      | 0,675    | 10,00    | 1,054 |
| 40             | 1        | 4      | 0,490    | 7,77     | 1,045 |
| 41             | 1        | 5      | 0,358    | 6,40     | 1,032 |
| 42             | 1        | 5      | 0,277    | 3,35     | 1,036 |
| 43             | 1        | 5      | 0,296    | 4,75     | 1,035 |
| 44             | 1        | 5      | 0,438    | 9,23     | 1,058 |
| 45             | 1        | 5      | 0,307    | 4,64     | 1,040 |
| 46             | 1        | 5      | 0,284    | 5,19     | 1,032 |
| 47             | 1        | 5      | 0,308    | 5,73     | 1,036 |
| 48             | 1        | 5      | 0,289    | 4,39     | 1,033 |
| 49             | 1        | 5      | 0,322    | 7,34     | 1,034 |
| 50             | 1        | 5      | 0,298    | 4,41     | 1,034 |



**Tabelle 8.2 (Forts.) Rauheitsparameter (sR<sub>z</sub>, sR<sub>a</sub>, sLR) von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5.**

| Prüfkörper Nr. | Substrat | Pulver | sRa (µm) | sRz (µm) | sLR   |
|----------------|----------|--------|----------|----------|-------|
| 51             | 1        | Ref    | 0,309    | 2,95     | 1,017 |
| 52             | 1        | Ref    | 0,290    | 3,38     | 1,023 |
| 53             | 1        | Ref    | 0,367    | 3,85     | 1,021 |
| 54             | 1        | Ref    | 0,331    | 3,08     | 1,020 |
| 55             | 1        | Ref    | 0,224    | 2,73     | 1,020 |
| 56             | 1        | Ref    | 0,219    | 2,31     | 1,018 |
| 57             | 1        | Ref    | 0,198    | 2,53     | 1,017 |
| 58             | 1        | Ref    | 0,193    | 3,82     | 1,016 |
| 59             | 1        | Ref    | 0,221    | 2,85     | 1,019 |
| 60             | 1        | Ref    | 0,204    | 2,38     | 1,018 |
| 1              | 2        | 1      | 1,214    | 15,91    | 1,145 |
| 2              | 2        | 1      | 0,926    | 10,00    | 1,108 |
| 3              | 2        | 1      | 1,019    | 11,76    | 1,103 |
| 4              | 2        | 1      | 1,081    | 12,66    | 1,127 |
| 5              | 2        | 1      | 0,796    | 9,64     | 1,102 |
| 6              | 2        | 1      | 0,767    | 8,66     | 1,086 |
| 7              | 2        | 1      | 0,786    | 8,43     | 1,072 |
| 8              | 2        | 1      | 0,803    | 9,30     | 1,095 |
| 9              | 2        | 1      | 0,949    | 10,48    | 1,102 |
| 10             | 2        | 1      | 0,832    | 9,95     | 1,119 |
| 11             | 2        | 2      | 1,183    | 14,27    | 1,182 |
| 12             | 2        | 2      | 1,238    | 13,53    | 1,187 |
| 13             | 2        | 2      | 0,859    | 11,66    | 1,133 |
| 14             | 2        | 2      | 1,117    | 13,94    | 1,247 |
| 15             | 2        | 2      | 0,874    | 11,63    | 1,116 |
| 16             | 2        | 2      | 0,881    | 11,92    | 1,097 |
| 17             | 2        | 2      | 0,998    | 11,61    | 1,159 |
| 18             | 2        | 2      | 0,903    | 10,20    | 1,129 |
| 19             | 2        | 2      | 0,971    | 11,24    | 1,163 |
| 20             | 2        | 2      | 0,871    | 11,95    | 1,128 |
| 21             | 2        | 3      | 0,831    | 10,81    | 1,142 |
| 22             | 2        | 3      | 1,335    | 17,24    | 1,274 |
| 23             | 2        | 3      | 1,148    | 14,14    | 1,186 |
| 24             | 2        | 3      | 1,028    | 13,41    | 1,187 |
| 25             | 2        | 3      | 1,072    | 14,00    | 1,189 |
| 26             | 2        | 3      | 1,068    | 15,13    | 1,254 |
| 27             | 2        | 3      | 0,989    | 12,19    | 1,173 |
| 28             | 2        | 3      | 1,122    | 13,20    | 1,210 |
| 29             | 2        | 3      | 0,869    | 14,56    | 1,137 |
| 30             | 2        | 3      | 0,954    | 12,04    | 1,148 |
| 31             | 2        | 4      | 1,061    | 14,25    | 1,109 |
| 32             | 2        | 4      | 0,837    | 8,96     | 1,081 |
| 33             | 2        | 4      | 0,711    | 9,88     | 1,085 |
| 34             | 2        | 4      | 0,656    | 11,78    | 1,027 |
| 35             | 2        | 4      | 0,698    | 12,48    | 1,087 |
| 36             | 2        | 4      | 0,932    | 11,69    | 1,121 |
| 37             | 2        | 4      | 0,863    | 10,98    | 1,057 |
| 38             | 2        | 4      | 0,841    | 9,04     | 1,114 |
| 39             | 2        | 4      | 0,738    | 9,76     | 1,104 |
| 40             | 2        | 4      | 0,897    | 11,55    | 1,122 |

**Tabelle 8.2 (Forts.) Rauheitsparameter (sR<sub>z</sub>, sR<sub>a</sub>, sLR) von Komposit- und Dentinoberflächen nach Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5.**

| Prüfkörper Nr. | Substrat | Pulver | sRa (µm) | sRz (µm) | sLR   |
|----------------|----------|--------|----------|----------|-------|
| 41             | 2        | 5      | 0,482    | 8,25     | 1,093 |
| 42             | 2        | 5      | 0,879    | 11,61    | 1,206 |
| 43             | 2        | 5      | 0,768    | 10,72    | 1,144 |
| 44             | 2        | 5      | 0,263    | 5,29     | 1,035 |
| 45             | 2        | 5      | 0,715    | 10,98    | 1,163 |
| 46             | 2        | 5      | 0,499    | 7,74     | 1,116 |
| 47             | 2        | 5      | 0,726    | 10,67    | 1,132 |
| 48             | 2        | 5      | 0,649    | 10,13    | 1,137 |
| 49             | 2        | 5      | 0,734    | 11,08    | 1,174 |
| 50             | 2        | 5      | 0,764    | 9,27     | 1,158 |
| 51             | 2        | Ref    | 0,214    | 3,89     | 1,010 |
| 52             | 2        | Ref    | 0,629    | 12,48    | 1,072 |
| 53             | 2        | Ref    | 0,752    | 13,22    | 1,105 |
| 54             | 2        | Ref    | 0,211    | 6,10     | 1,011 |
| 55             | 2        | Ref    | 0,756    | 23,56    | 1,127 |
| 56             | 2        | Ref    | 1,035    | 27,01    | 1,205 |
| 57             | 2        | Ref    | 0,677    | 13,04    | 1,075 |
| 58             | 2        | Ref    | 0,930    | 11,76    | 1,196 |
| 59             | 2        | Ref    | 1,196    | 27,71    | 1,261 |
| 60             | 2        | Ref    | 0,206    | 3,32     | 1,017 |

**Tabelle 8.3 Rauheitsparameter (sR<sub>z</sub>, sR<sub>a</sub>, sLR) von Schmelzoberflächen vor (1) und nach (2) Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5.**

| Prüfkörper Nr. | Pulver | sRa (µm) 1 | sRz (µm) 1 | sLR 1 | sRa (µm) 2 | sRz (µm) 2 | sLR 2 |
|----------------|--------|------------|------------|-------|------------|------------|-------|
| 1              | 1      | 0,607      | 8,32       | 1,043 | 0,686      | 16,41      | 1,080 |
| 2              | 1      | 0,554      | 13,46      | 1,043 | 0,634      | 7,87       | 1,067 |
| 3              | 1      | 0,562      | 11,81      | 1,028 | 0,817      | 16,01      | 1,144 |
| 4              | 1      | 0,662      | 12,33      | 1,058 | 0,790      | 12,22      | 1,124 |
| 5              | 1      | 0,508      | 6,55       | 1,027 | 0,576      | 12,97      | 1,057 |
| 6              | 1      | 0,536      | 7,91       | 1,014 | 0,632      | 10,56      | 1,042 |
| 7              | 1      | 0,560      | 7,85       | 1,047 | 0,848      | 19,44      | 1,092 |
| 8              | 1      | 0,722      | 10,13      | 1,050 | 1,121      | 21,04      | 1,103 |
| 9              | 1      | 0,681      | 10,54      | 1,055 | 0,812      | 21,70      | 1,095 |
| 10             | 1      | 0,786      | 12,91      | 1,110 | 0,898      | 14,67      | 1,146 |
| 11             | 2      | 0,554      | 7,11       | 1,047 | 0,728      | 19,44      | 1,118 |
| 12             | 2      | 0,659      | 10,29      | 1,043 | 0,845      | 14,09      | 1,105 |
| 13             | 2      | 0,832      | 15,04      | 1,085 | 0,915      | 21,16      | 1,135 |
| 14             | 2      | 1,044      | 21,46      | 1,198 | 1,040      | 23,28      | 1,209 |
| 15             | 2      | 0,556      | 6,09       | 1,048 | 0,585      | 13,56      | 1,063 |
| 16             | 2      | 0,672      | 9,40       | 1,041 | 0,759      | 22,08      | 1,082 |
| 17             | 2      | 0,427      | 8,24       | 1,020 | 0,446      | 5,63       | 1,021 |
| 18             | 2      | 0,722      | 15,13      | 1,075 | 0,833      | 17,36      | 1,113 |
| 19             | 2      | 0,612      | 19,81      | 1,040 | 0,648      | 13,31      | 1,079 |
| 20             | 2      | 0,578      | 10,56      | 1,031 | 0,535      | 6,05       | 1,030 |
| 21             | 3      | 0,502      | 9,95       | 1,015 | 0,810      | 10,74      | 1,083 |
| 22             | 3      | 0,759      | 22,58      | 1,051 | 0,677      | 16,94      | 1,054 |
| 23             | 3      | 0,803      | 11,48      | 1,109 | 0,996      | 18,83      | 1,196 |

**Tabelle 8.3 (Forts.) Rauheitsparameter (sR<sub>z</sub>, sR<sub>a</sub>, sLR) von Schmelzoberflächen vor (1) und nach (2) Anwendung der Pulverstrahlapplikationen P1-P5.**

| Prüfkörper Nr. | Pulver | sRa (µm) 1 | sRz (µm) 1 | sLR 1 | sRa (µm) 2 | sRz (µm) 2 | sLR 2 |
|----------------|--------|------------|------------|-------|------------|------------|-------|
| 24             | 3      | 0,532      | 5,50       | 1,017 | 0,592      | 12,77      | 1,035 |
| 25             | 3      | 0,500      | 6,32       | 1,042 | 0,552      | 7,50       | 1,048 |
| 26             | 3      | 0,620      | 8,90       | 1,054 | 0,670      | 14,35      | 1,074 |
| 27             | 3      | 0,704      | 10,86      | 1,121 | 0,824      | 16,17      | 1,179 |
| 28             | 3      | 0,621      | 8,84       | 1,062 | 0,561      | 7,77       | 1,058 |
| 29             | 3      | 0,655      | 8,30       | 1,047 | 0,945      | 14,82      | 1,186 |
| 30             | 3      | 0,581      | 8,89       | 1,058 | 1,256      | 22,20      | 1,177 |
| 31             | 4      | 0,732      | 9,70       | 1,073 | 0,842      | 12,08      | 1,127 |
| 32             | 4      | 0,622      | 14,29      | 1,043 | 0,833      | 11,93      | 1,158 |
| 33             | 4      | 0,536      | 6,29       | 1,046 | 0,683      | 13,92      | 1,089 |
| 34             | 4      | 0,547      | 7,51       | 1,031 | 0,760      | 18,35      | 1,129 |
| 35             | 4      | 0,806      | 7,75       | 1,072 | 1,145      | 25,22      | 1,202 |
| 36             | 4      | 0,751      | 10,88      | 1,076 | 0,751      | 15,20      | 1,137 |
| 37             | 4      | 0,474      | 6,68       | 1,010 | 0,653      | 12,48      | 1,057 |
| 38             | 4      | 0,842      | 12,79      | 1,143 | 1,284      | 30,07      | 1,321 |
| 39             | 4      | 0,661      | 8,59       | 1,045 | 0,722      | 13,12      | 1,064 |
| 40             | 4      | 0,764      | 11,03      | 1,114 | 1,140      | 17,47      | 1,172 |
| 41             | 5      | 0,957      | 12,59      | 1,141 | 1,053      | 17,12      | 1,205 |
| 42             | 5      | 0,576      | 6,92       | 1,021 | 0,668      | 9,67       | 1,053 |
| 43             | 5      | 0,639      | 7,44       | 1,046 | 0,625      | 9,07       | 1,072 |
| 44             | 5      | 0,695      | 9,80       | 1,052 | 0,638      | 9,11       | 1,070 |
| 45             | 5      | 0,763      | 9,78       | 1,109 | 0,741      | 10,78      | 1,104 |
| 46             | 5      | 0,821      | 9,32       | 1,062 | 0,834      | 9,39       | 1,068 |
| 47             | 5      | 0,512      | 6,32       | 1,036 | 0,545      | 7,81       | 1,051 |
| 48             | 5      | 0,700      | 12,64      | 1,074 | 0,658      | 13,06      | 1,055 |
| 49             | 5      | 0,615      | 10,36      | 1,081 | 0,677      | 16,38      | 1,112 |
| 50             | 5      | 0,505      | 8,08       | 1,039 | 0,604      | 16,30      | 1,067 |

**Tabelle 8.4 Randomisierungsprotokoll, gültig für alle drei Substrate.**

| Prüfkörper Nr. | Pulver | Prüfkörper Nr. | Pulver | Prüfkörper Nr. | Pulver |
|----------------|--------|----------------|--------|----------------|--------|
| 1              | 2      | 18             | 4      | 35             | 5      |
| 2              | 4      | 19             | 4      | 36             | 1      |
| 3              | 1      | 20             | 2      | 37             | 3      |
| 4              | 5      | 21             | 1      | 38             | 1      |
| 5              | 2      | 22             | 4      | 39             | 2      |
| 6              | 5      | 23             | 1      | 40             | 5      |
| 7              | 3      | 24             | 4      | 41             | 3      |
| 8              | 5      | 25             | 5      | 42             | 2      |
| 9              | 3      | 26             | 3      | 43             | 1      |
| 10             | 3      | 27             | 2      | 44             | 1      |
| 11             | 4      | 28             | 4      | 45             | 4      |
| 12             | 2      | 29             | 2      | 46             | 5      |
| 13             | 5      | 30             | 5      | 47             | 3      |
| 14             | 2      | 31             | 2      | 48             | 5      |
| 15             | 3      | 32             | 1      | 49             | 4      |
| 16             | 4      | 33             | 3      | 50             | 3      |
| 17             | 1      | 34             | 1      | -              | -      |

## 10 Ehrenwörtliche Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

## 11 Danksagung

Herzlich danke ich Herrn Prof. Dr. Martin Jung dafür, dass er mir das Thema überlassen und mich bei der Durchführung der Arbeit mit wissenschaftlichem wie menschlichem Interesse betreut und jederzeit wohlwollend unterstützt hat.

Herrn Dr. Martin Hardt danke ich für die Einführung in die Rasterelektronenmikroskopie und die wertvolle Hilfe bei der Erstellung der REM-Aufnahmen.

Mein Dank gilt weiter Frau Dr. Nadine Schlüter für die hilfreiche Unterstützung bei der Entwicklung der quantitativen Methodik.

Frau Birgit Meier danke ich für viele labortechnische Ratschläge.

Nicht zuletzt möchte ich all den Ungenannten vielmals danken, die als Korrektoren und als moralische Unterstützung in vielfältiger Weise zur Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen haben.



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**  
**STAUFENBERGRING 15**  
**D-35396 GIESSEN**

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890  
[redaktion@doktorverlag.de](mailto:redaktion@doktorverlag.de)  
[www.doktorverlag.de](http://www.doktorverlag.de)

ISBN: 978-3-8359-6091-6



9 783835 960916

Cover graphic: © elen\_studio - Fotolia.com