

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg  
in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH  
Standort Marburg  
Abteilung für Zahnerhaltungskunde

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

---

## **Ist die Inkrementtechnik ein Auslaufmodell?**

Inaugural-Dissertation  
zur  
Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Medizin der  
Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt von

Desirée Angermeier  
aus Rotenburg an der Fulda

Marburg, 2013

Angenommen vom Fachbereich Medizin  
der Philipps-Universität Marburg am: 11.07.2013

gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. Matthias Rothmund  
Referent: Prof. Dr. Roland Frankenberger  
Korreferent: Prof. Dr. Michael Gente

Meinen Eltern in Dankbarkeit gewidmet

## Inhaltsverzeichnis

|   |    |
|---|----|
| <b>1. Einleitung und Problemstellung</b> .....                    | 1  |
| <b>2. Literatur</b> .....   | 3  |
| <b>2.1 Komposite als dentale Füllungsmaterialien</b> .....        | 3  |
| 2.1.1 Entwicklung .....   | 3  |
| 2.1.2 Zusammensetzung .....                                       | 7  |
| 2.1.2.1 Organische Matrix.....                                    | 7  |
| 2.1.2.2 Anorganische Füllkörper .....                             | 8  |
| 2.1.2.3 Verbundphase.....   | 9  |
| 2.1.3 Klassifikation.....   | 10 |
| 2.1.3.1 Konventionelle Makrofüllerkomposite.....                  | 11 |
| 2.1.3.2 Mikrofüllerkomposite .....                                | 11 |
| 2.1.3.3 Hybridkomposite .....                                     | 13 |
| 2.1.4 Weiterentwicklungen der Matrix- und Füllertechnologie ..... | 14 |
| 2.1.4.1 Ormocere .....  | 15 |
| 2.1.4.2 Kompomere .....   | 15 |
| 2.1.4.3 Silorane.....   | 16 |
| 2.1.4.4 Nanofüllerkomposite .....                                 | 18 |
| 2.1.5 Polymerisation und Polymerisationsschrumpfung .....         | 19 |
| <b>2.2 Adhäsivtechnik</b> .....                                   | 22 |
| 2.2.1 Adhäsion.....   | 22 |
| 2.2.1.1 Haftung von Kunststoff am Schmelz .....                   | 23 |
| 2.2.1.2 Haftung von Kunststoff am Dentin.....                     | 25 |
| 2.2.2 Entwicklung der Adhäsivsysteme .....                        | 26 |
| 2.2.2.1 Erste Generation.....                                     | 26 |
| 2.2.2.2 Zweite Generation.....                                    | 27 |
| 2.2.2.3 Dritte Generation.....                                    | 27 |
| 2.2.2.4 Vierte Generation.....                                    | 28 |
| 2.2.2.5 Fünfte Generation .....                                   | 30 |
| 2.2.2.6 Sechste Generation .....                                  | 31 |
| 2.2.2.7 Siebte Generation .....                                   | 32 |

|  |           |
|--|-----------|
| 2.2.3 Aktuelle Klassifikation der Adhäsivsysteme .....                   | 33        |
| 2.2.3.1 Selective-Etch .....   | 35        |
| 2.2.3.2 Etch-and-rinse.....  | 35        |
| 2.2.3.3 Self-Etch .....  | 36        |
| <b>2.3 Kompositapplikation .....</b>                                     | <b>38</b> |
| 2.3.1 Schichtmöglichkeiten .....   | 38        |
| 2.3.2 Einfluss des C-Faktors.....  | 39        |
| 2.3.3 Vor- und Nachteile der Inkrementtechnik.....                       | 41        |
| <br>   |           |
| <b>3. Zielsetzung .....</b>  | <b>45</b> |
| <br>   |           |
| <b>4. Material und Methode .....</b>                                     | <b>46</b> |
| <b>4.1 Versuchsstruktur .....</b>  | <b>46</b> |
| <b>4.2 Vorbereitung und Präparation der Weisheitszähne .....</b>         | <b>47</b> |
| <b>4.3 Herstellung der Zahnproben .....</b>                              | <b>48</b> |
| 4.3.1 Erläuterung der verwendeten Füllungskomposite und des .....        | 48        |
| Adhäsivsystems.....  | 48        |
| 4.3.2 Legen der Füllungen.....   | 51        |
| 4.3.3 Erläuterung der IsoMet 1000 Präzisionssäge .....                   | 52        |
| 4.3.4 Sägen von Scheiben und Stäbchen .....                              | 53        |
| <b>4.4 Microtensile-Untersuchung .....</b>                               | <b>55</b> |
| 4.4.1 Erläuterung der Kleinlast-Prüfmaschine MTD-500 .....               | 55        |
| 4.4.2 Bestimmung der Komposit-Dentin Haftwerte.....                      | 56        |
| <b>4.5 REM-Untersuchung .....</b>  | <b>57</b> |
| <br>   |           |
| <b>5. Ergebnisse .....</b>   | <b>58</b> |
| <b>5.1 Methodik der statistischen Auswertung.....</b>                    | <b>58</b> |
| <b>5.2 Komposit-Dentin-Stäbchen .....</b>                                | <b>58</b> |
| <b>5.3 Überprüfung der Hypothese 1 .....</b>                             | <b>61</b> |
| 5.3.1 Haftwerte des Komposit-Dentin-Verbundes bei Tetric EvoCeram® ..... | 61        |
| .....  | 61        |
| 5.3.2 Haftwerte des Komposit-Dentin-Verbundes bei Grandio® SO .....      | 63        |

|  |    |
|--|----|
| <b>5.4 Überprüfung der Hypothese 2</b> .....                                 | 64 |
| 5.4.1 Bruchkraft des Komposit-Dentin-Verbundes bei Tetric EvoCeram®<br>..... | 64 |
| 5.4.2 Bruchkraft des Komposit-Dentin-Verbundes bei Grandio®SO .....          | 65 |
| <b>5.5 Überprüfung der Hypothese 3</b> .....                                 | 66 |
| <b>6. Diskussion</b> .....   | 68 |
| <b>6.1 Material und Methode</b> .....  | 68 |
| 6.1.1 Weisheitszähne als Versuchsgrundlage .....                             | 68 |
| 6.1.2 Lagerungsmedium.....   | 69 |
| 6.1.3 Adhäsivsystem und Füllungskomposite.....                               | 70 |
| 6.1.4 Testverfahren zur Bestimmung der Komposit-Dentin-Haftung .....         | 73 |
| <b>6.2 Ergebnisse</b> .....  | 77 |
| 6.2.1 Diskussion der Hypothese 1 .....                                       | 77 |
| 6.2.2 Diskussion der Hypothese 2.....  | 78 |
| 6.2.3 Diskussion der Hypothese 3.....  | 80 |
| 6.2.3.1 REM-Beobachtungen Tetric EvoCeram® .....                             | 81 |
| 6.2.3.2 REM-Beobachtungen Grandio®SO .....                                   | 83 |
| <b>6.3 Resume</b> .....  | 85 |
| <b>7. Zusammenfassung</b> .....  | 86 |
| <b>7.1 Zusammenfassung deutsch</b> .....                                     | 86 |
| 7.1.1 Ziel der Arbeit .....  | 86 |
| 7.1.2 Material und Methode.....  | 86 |
| 7.1.3 Ergebnisse.....  | 87 |
| 7.1.4 Schlussfolgerung.....  | 87 |
| <b>7.2 Zusammenfassung englisch</b> .....                                    | 88 |
| 7.2.1 Aim of this study .....  | 88 |
| 7.2.2 Material and methods .....   | 88 |
| 7.2.3 Results.....   | 89 |
| 7.2.4 Clinical conclusion .....  | 89 |

|   |     |
|---|-----|
| <b>8. Anhang</b> .....                              | 90  |
| <b>8.1 Literaturverzeichnis</b> .....               | 90  |
| <b>8.2 Tabellarischer Lebenslauf</b> .....          | 100 |
| <b>8.3 Verzeichnis der akademischen Lehre</b> ..... | 101 |
| <b>8.4 Danksagung</b> .....                         | 102 |
| <b>8.5 Ehrenwörtliche Erklärung</b> .....           | 103 |

### 1. Einleitung und Problemstellung

Durch die künstlich von den Medien stilisierten Schönheitsideale ist die Ästhetik in vielen Lebensbereichen in den Vordergrund gerückt, so auch in der Zahnmedizin. Vor allem die ästhetische Minderwertigkeit von Amalgam hat dazu geführt, dass die zahnfarbenen Kompositfüllungen in der heutigen Zeit nicht mehr wegzudenken sind und zu einer der wichtigsten Erfindungen der letzten Jahrzehnte zählen.

Um den ästhetischen Ansprüchen der Bevölkerung gerecht zu werden, gab es in den letzten Jahren immer neuere Entwicklungen und Fortschritte im Bereich der Füllungskomposite. Die mechanische Leistung, der Abnutzungswiderstand sowie die Ästhetik der zahnfarbenen Restaurationsmaterialien wurden wesentlich verbessert, so dass die zunächst nur für den Frontzahnbereich indizierten zahnfarbenen Komposite nun auch im kaulasttragenden Seitenzahnbereich gute Resultate hinsichtlich ihrer physikalischen Eigenschaften erzielen [67]. Laut der DGZMK sind die Indikationen für Komposite im Seitenzahnbereich, neben der Versorgung von Klasse-V-Läsionen, auch Klasse-I- und Klasse-II-Läsionen, inklusive Ersatz einzelner Höcker, unter Berücksichtigung von gewissen Einschränkungen und Kontraindikationen. Langzeitstudien der letzten 15 Jahre zeigen bei der Lebensdauer von Kompositen bei regelgerechter Anwendung im Vergleich zu Amalgam gleich gute Ergebnisse, vor allem bei Verwendung von Feinhybridkompositen [16].

Seit 1990 zeichnet sich ein zunehmender Trend hinsichtlich Kompositfüllungen ab. Im Vergleich mit Amalgam hat sich die Anzahl von Restaurationen mit Komposit im Seitenzahnbereich von 1990 bis 1999 mehr als verdreifacht [67]. Während bei Amalgamfüllungen neben ihrer unschönen Erscheinung und möglichen auftretenden Zahnverfärbungen auch der Quecksilbergehalt den Patienten beunruhigt, sind sie gegenüber Komposit dennoch sehr einfach und schnell zu handhaben [65]. Jedoch muss bei Amalgam für eine makromechanische Verankerung mehr Zahnhartsubstanz geopfert werden als bei Komposit, weshalb eine Minimalinvasivität nicht möglich ist. Diese Minimalinvasivität, welche durch die Entwicklung von Adhäsiven zum Befestigen der plastischen Komposite an der

## 1. Einleitung und Problemstellung

Zahnhartsubstanz möglich geworden ist, stellt neben der hervorragenden Ästhetik einen weiteren großen Vorteil von Kompositrestaurationen dar [16, 67, 93].

Trotz rascher Fortschritte in der Forschung besteht das Hauptproblem adhäsiv befestigter Kompositrestaurationen nach wie vor in ihrer Volumenkontraktion während der Photopolymerisation, was zu Spannungen innerhalb des Komposit-Dentin-Verbundes führt, woraus Randspalten, Sekundärkaries und postoperative Hypersensitivitäten resultieren. Zur Reduktion dieser Polymerisationsschrumpfung trägt zum einen die Erhöhung des Füllkörperanteils bei, zum anderen wurde auch eine spezielle Schichttechnik entwickelt [10, 65, 93].

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, den Einfluss der in den 80er Jahren entwickelten Inkrementtechnik (schichtweise Applikation und Polymerisation von Kompositanteilen) auf den Komposit-Dentin-Verbund zu untersuchen und herauszufinden, ob diese zeitaufwendige Schichttechnik zu einer Kompensierung oder Verringerung der Entstehung von Spannungen bei der Polymerisationsschrumpfung mit Verbesserung der Komposit-Dentin-Haftung führt.

Im Folgenden wird nach einem Überblick über dentale Komposite, die Adhäsivtechnik und Möglichkeiten der Kompositapplikation eine Vorstellung der Materialien und Methoden dieser Studie erfolgen. Anschließend werden die statistisch aufbereiteten Ergebnisse erläutert und diskutiert.

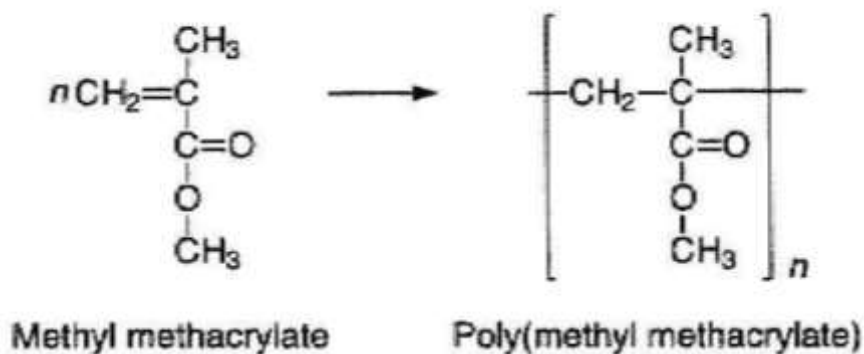
## 2. Literatur

### 2.1 Komposite als dentale Füllungsmaterialien

Wie in der Einleitung bereits erwähnt, haben plastische Komposite für die direkte ästhetische Zahnrestauration über die Jahre einen hohen Stellenwert erlangt. Dieser Gliederungspunkt beschäftigt sich daher mit der Entwicklung, den Bestandteilen, der Einteilung sowie der Polymerisation von dentalen Kunststoffen. Weiterhin erfolgt ein Vergleich mit anderen zahnfarbenen Füllungsmaterialien der Zahnmedizin.

#### 2.1.1 Entwicklung

Im Jahr 1843 entdeckte Josef Redtenbacher, ein deutscher Chemiker, die Acrylsäure, aus welcher um 1900 Methacrylsäure und Methylmethacrylate synthetisiert wurden [83]. Zu Beginn der 30er Jahre des 20. Jahrhunderts stellte Otto Röhm aus Methylmethacrylat (auch Methacrylsäuremethylester) durch Polymerisation Polymethylmethacrylat (auch Polymethacrylsäuremethylester) her (vgl. Abb. 1), welches unter dem Handelsnamen „Plexiglas“ bekannt ist.



**Abb. 1:** Polymerisation von Methylmethacrylat zu Polymethylmethacrylat [83]

Für die Zahnmedizin gewann das Polymethylmethacrylat erstmals 1936 an Bedeutung, als der Zahntechniker Gottfried Roth es mit seinen Monomeren vermischte und so für prothetische Zwecke einsetzen konnte. Wenig später kam es auch als indirektes Füllungsmaterial zum Einsatz [20].

Mit der Entwicklung von Polymethylmethacrylaten, die bei Mundhöhlentemperatur polymerisieren, gelang es in Deutschland zur Zeit des 2. Weltkrieges erstmals, diese auch als direkte Füllungsmaterialien zu verwenden. Bis zu diesem Zeitpunkt waren für den Einsatz zahnfarbener direkter Füllungsmaterialien nur Silikatzemente geeignet [41, 83]. Jedoch erfüllten die neu erfundenen Kunststoffe auf Basis von Polymethylmethacrylat nicht die hohen Erwartungen und zeigten viele negative werkstoffkundliche Eigenschaften, wie z.B. eine hohe Polymerisationsschrumpfung von etwa 21 Vol.-%, welche durch die Abstandverkleinerung zwischen den Monomermolekülen bei der Umsetzung von einem Monomer zu einem Polymer zustande kam [106]. Weiterhin wurde neben einem hohen Restmonomergehalt mit pulpaschädigender Wirkung, einem hohen Abrasionsgrad und Farbinstabilität auch eine starke Tendenz zur Sekundärkaries festgestellt, was den Einsatz der Polymethylmethacrylate limitierte und sie stark verbesserungswürdig machte [39, 83].

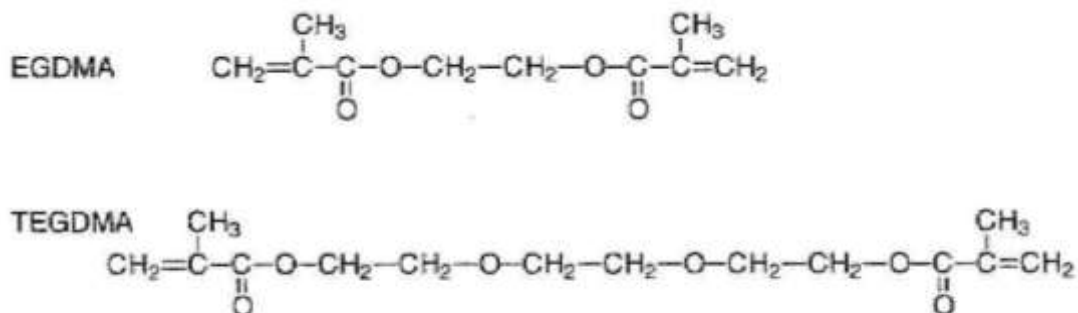
Neben der Entwicklung autopolymerisierender Polymethylmethacrylate synthetisierte im Jahr 1934 Pierre Castan in der Schweiz das erste Epoxidharz [20]. Dieses machte sich der amerikanische Zahnarzt R. L. Bowen, inspiriert von den limitierenden Eigenschaften der Polymethylmethacrylate, auf seiner Suche nach einem direkten Füllstoff mit besseren mechanischen und physikalischen Eigenschaften zu Nutze. So entwickelte er 1956 einen autopolymerisierenden Epoxidkunststoff mit geschmolzenem Quarz und Keramikpartikeln als Füllkörper, der eine geringere Polymerisationsschrumpfung und bessere Farbstabilität aufwies. Aufgrund seiner sehr langsamen Aushärtung hatte dieser als direkter Füllungswerkstoff jedoch keine Zukunft [83].

Der Durchbruch gelang Bowen im Jahr 1962, indem er ein Additionsprodukt eines Epoxidharzes und Methylmethacrylsäure als Matrix mit silanisierendem Quarzmehl kombinierte und dieses Monomer zum Patent anmeldete [39, 110]. Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat (Abk.: Bis-GMA), der sog. Bowen-Kunststoff (vgl. Abb. 2), der bis heute Hauptbestandteil der organischen Matrix der auf dem Markt erhältlichen Komposite ist, war hergestellt [23-24].



**Abb. 2:** Strukturformel Bis-GMA, Bisphenol-A-diglycidylmethacrylat 2,2-bis[4-(2-Hydroxy-3-Methacryloyloxypropyl)Phenyl]Propan

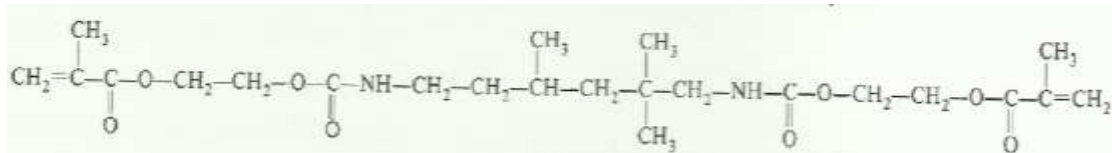
Ein großer Vorteil des hoch viskösen Bis-GMA gegenüber Methylmethacrylat ist aufgrund der beträchtlichen Molekülgröße und chemischen Struktur seine niedrige Polymerisationsschrumpfung von etwa 5-6 Vol.-% (21 Vol.-% bei Methylmethacrylat) [20, 106], seine höhere Farbstabilität und schnellere Aushärtungszeit. Jedoch verlangt die hohe Viskosität zur besseren klinischen Verarbeitung den Zusatz eines niedrigviskösen Verdünners (vgl. Abb. 3), wie z.B. des Komonomers Ethylenglycol-Dimethacrylat (= EGDMA, Schrumpfung: 16 Vol.-%) oder Triethylenglycol-Dimethacrylat (=TEGDMA, Schrumpfung: 13 Vol.-%) [20, 23, 83, 110]. Als Nachteil der Verdünnung von Bis-GMA mit z.B. TEGDMA muss die dadurch wieder steigende Polymerisationsschrumpfung angesehen werden [83, 110].



**Abb. 3:** Strukturformel EGDMA, Ethylenglykoldimethacrylat, Strukturformel TEGDMA, Triethylenglykoldimethacrylat [83]

Laut Zimmerli würde ein vollständiger Ersatz von Bis-GMA durch TEGDMA zwar die Dehnungsfestigkeit erhöhen, jedoch die Biegefestigkeit des Materials reduzieren. Auch Ilie, Kunzelmann und Hickel sind der Meinung, dass ein optimales Verhältnis von Monomer und Verdünnungsmittel angestrebt werden muss, um die werkstoffkundlichen positiven Eigenschaften bestmöglich zu nutzen. Im Bezug auf die Polymerisationsschrumpfung bestehe dieses optimale Verhältnis aus 75 Massen-% Bis-GMA und 25 Massen-% TEGDMA [50].

Foster und Walker entwickelten im Jahr 1974 neben dem bereits vorhandenen Bis-GMA ein weiteres Monomer namens Urethandimethacrylat (vgl. Abb. 4) mit ähnlichem Molekulargewicht.



**Abb. 4:** Strukturformel UDMA, Urethandimethacrylat [20]

Verglichen mit Bis-GMA besitzt UDMA eine signifikant niedrigere Viskosität, so dass kein Viskositätsverdünner notwendig ist und es so entweder allein oder zusammen mit BisGMA als Matrix verwendet wird [24, 50]. Zusätzlich besteht aufgrund des fehlenden Phenolrings in der Monomerkette eine höhere Flexibilität, welche die Zähigkeit des Materials verbessert [83]. Laut Peutzfeldt hat die Variation der Mengen an UDMA, BisGMA und TEGDMA eine signifikante Auswirkung auf die mechanischen Eigenschaften der Komposite. Ihre Forschungen zeigen, dass der Ersatz von BisGMA oder TEGDMA durch UDMA zu einer Verbesserung der Biegefestigkeit und der Dehnungsfestigkeit führt [83]. Bei Mischung der beiden Monomere UDMA und Bis-GMA, wird insgesamt eine höhere Reaktivität durch das Bis-GMA und eine erhöhte Konversionsrate durch das UDMA erreicht, so dass laut Ilie die schnellste Polymerisationsrate durch Mischung der beiden Monomere im selben Mengenverhältnis entsteht [50]. Bezieht man sich jedoch nur auf die Monomerzusammensetzung dentaler Komposite, findet man in vivo kaum Unterschiede im physikalisch-mechanischen Verhalten.

Erwartungen für zukünftige Komposite liegen in der Entwicklung neuer verbesserter Monomere mit einer geringeren Polymerisationsschrumpfung und besseren mechanischen Eigenschaften [50].

Neben der Matrix bestehen Komposite zusätzlich aus anorganischen Füllkörpern (vgl. Kapitel 2.1.2 Zusammensetzung), welche ebenso die Eigenschaften des Kunststoffmaterials beeinflussen. Auch im Bereich der Füllertechnologie gab es im Laufe der Jahre immer neuere Entwicklungen. Diese Fortschritte werden nach Darstellung der Zusammensetzung und Einteilung der Komposite im Kapitel 2.1.4 erläutert.

### 2.1.2 Zusammensetzung

Unter dem Begriff „Komposit“ (lat. componere = to combine = zusammenfügen) versteht man im Allgemeinen einen zusammengesetzten Werkstoff, welcher aus mindestens zwei unterschiedlichen chemischen Materialien mit einer individuellen Kontaktfläche besteht [39, 63].

In der Zahnmedizin sind Komposite als zahnfarbene, plastische Füllungsmaterialien definiert, wobei zwischen chemisch oder durch Energiezufuhr aushärtenden Werkstoffen unterschieden wird. Komposite bestehen aus verschiedenen Komponenten, welche durch ihre unterschiedlichen Eigenschaften das Material charakterisieren und im Folgenden erläutert werden. Die drei wichtigsten Bestandteile sind die organische Phase (Matrix), die anorganische Phase (Füller) und die Verbundphase (Silane, Kopolymere) [39, 41, 110].

#### 2.1.2.1 Organische Matrix

Die üblichen Komposite beinhalten im nicht ausgehärteten Zustand in ihrer organischen Matrix Monomere, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffe, Pigmente und andere Additiva.

Wie in Kapitel 2.1.1 bereits erwähnt, bildet bis heute hauptsächlich das von Bowen entwickelte bekannte Dimethacrylat Bis-GMA die Basis von Kunststoffen, daneben seine Modifikationen: das hochmolekular gewichtige UDMA und das niedrig visköse TEGDMA [39, 41, 66].

Um die Umwandlung der Monomere in Polymere und somit die Aushärtung des Kunststoffes zu starten, sind der Matrix Initiatoren zugesetzt. Diese zerfallen nach Aktivierung in freie Radikale, welche mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren. Durch diesen Vorgang entsteht ein stabiles Polymergerüst. Bei autopolymerisierenden Systemen gelingt die Bildung freier Radikale rein chemisch durch Benzoylperoxid und aromatisch tertiärer Amine. Um die Polymerisationsreaktion bei den heute auf dem Markt dominierenden lichthärtenden Systemen zu starten, benötigt man blaues, sichtbares Licht mit einer Wellenlänge von 468 nm, welches nach Spaltung von Kampferchinon mit einem aliphatischen, tertiären Amin freie Radikale bildet [10, 24, 39]. Im Vergleich mit chemisch härtenden Materialien weisen lichthärtende Materialien einen höheren Polymerisationsgrad auf und haben dadurch bessere chemische und physikalische Eigenschaften [63].

Zusätzlich enthält die Matrix Inhibitoren (z.B. Hydrochinonmonomethylether), die eine vorzeitige Polymerisation verhindern, indem freie Radikale abgefangen und inaktiviert werden, was u.a. zu einer Verlängerung der Verarbeitungszeit führt.

Neben Inhibitoren findet man auch Stabilisatoren, sogenannte UV-Absorber, die die Farbstabilität der Füllungsmaterialien im Patientenmund verlängern. Pigmente wie z.B. Eisenoxide haben die Aufgabe, das Komposit den gewünschten Zahnfarben, Transparenzen bzw. Opazitäten anzupassen. Unter Additiva fallen Weichmacher, Lichtschutzmittel und optische Aufheller [10, 20, 39].

### 2.1.2.2 Anorganische Füllkörper

Um die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Füllungskunststoffe zu optimieren, werden der organischen Matrix anorganische Füllkörper zugesetzt. So können Anforderungen an dentale Komposite dank dem Zusatz von Füllern verbessert werden [23-24, 41]. Sowohl das Füllstoffvolumen als auch der Füllertyp spielen bei der Beeinflussung der Eigenschaften von Kompositen eine große Rolle [66]. Studien zeigen, dass eine Erhöhung des Füllergehalts zu einer gesteigerten Härte, Druckfestigkeit und Biegesteifigkeit führen.

Während die Polymerisationsschrumpfung und die Wasserabsorption verringert werden können, nehmen die Abrasionsresistenz, die Dimensionsstabilität, der Elastizitätsmodul und die Dehnbarkeit mit zunehmendem Füllergehalt zu [24, 39, 110].

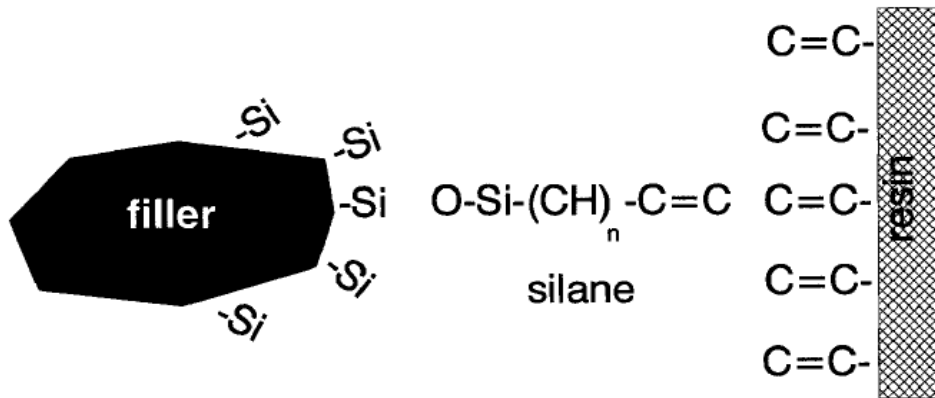
Als Füller werden heute hauptsächlich gemahlene Quarz, Lithium-Aluminium-Silikat und Siliziumdioxid verwendet, wobei Barium-, Strontium-, Zink- oder Ytterbium-Gläser häufig Quarz ersetzen. Grund hierfür ist die fehlende Röntgenopazität von Quarz und seine hohe Abrasivität zu Schmelz [10, 41]. Durch die Anfang der 80er Jahre entwickelten Füllkörper mit schwermetallhaltigem Barium oder Strontium ist es möglich, Karies und Randspalten in Röntgenbildern zu diagnostizieren. Ihre möglichen limitierenden toxischen Eigenschaften führen zum Einsatz von röntgenopaken Ytterbiumtrifluoridpartikeln, welche zusätzlich Fluoridionen abgeben [50].

Die ursprünglichen Quarz- und Glasfüller waren in Bezug auf die umgebene Polymermatrix sehr groß und hart, wodurch bei der Oberflächenabrasion eine schnellere Abnutzung der Polymermatrix resultierte, die zu einer Aufrauung der Oberfläche führte. So gab es im Bereich der Füllertechnologie viele Modifikationen und Weiterentwicklungen, um in Bezug auf Ästhetik, Polierbarkeit und mechanische Eigenschaften der Komposite bestmögliche Ergebnisse zu erzielen. Vor allem die Herstellung kleinerer Füllkörper spielte bei den Forschungen eine große Rolle [23, 50].

Die Eigenschaften der Makro-, Mikrofüller und Hybride sowie deren Vor- und Nachteile werden in Kapitel 2.1.3 erläutert.

### 2.1.2.3 Verbundphase

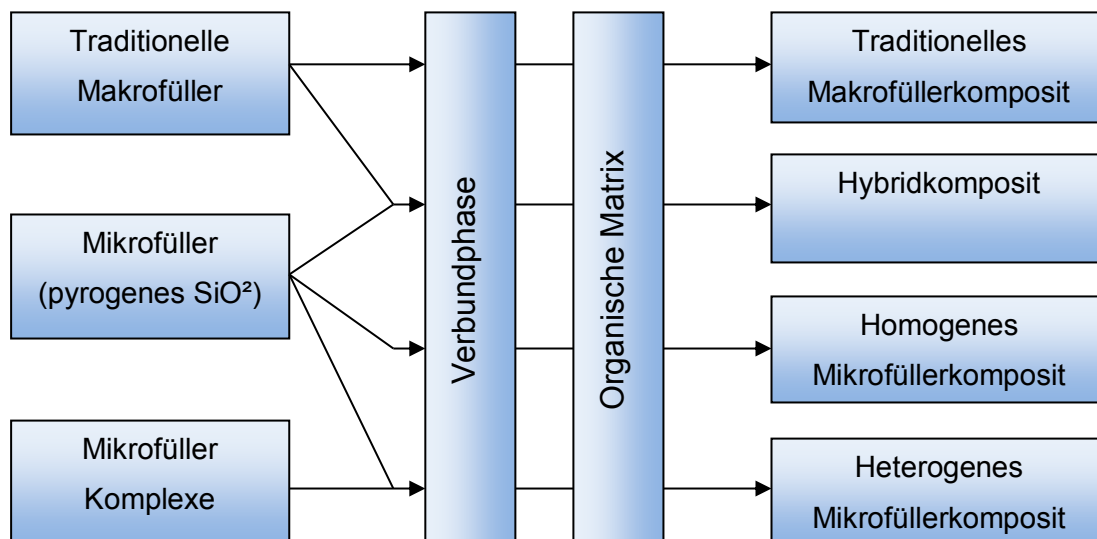
Um die hydrophile Oberfläche der anorganischen Füller mit der hydrophoben Monomermatrix zu koppeln und einen Verbundwerkstoff zu erhalten, wird vom Hersteller ein Silanisierungsmittel (meistens 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan) für die Oberflächenbehandlung der Füllstoffe eingesetzt [20, 39, 93]. Hierbei handelt es sich um ein bipolares Molekül (vgl. Abb. 5) mit Silangruppen für eine ionische Bindung an das Siliziumdioxid der anorganischen Füllstoffe an einem Ende und Methacrylatgruppen für eine kovalente Bindung mit der organischen Matrix am anderen Ende.



**Abb. 5:** schematische Darstellung des Silanhaftvermittlers [23]

Die hydrophile Oberfläche der Füller wird durch die Silanisierung in eine hydrophobe Oberfläche umgewandelt [41, 63]. Die Silanisierung ist entscheidend für die Materialfestigkeit [17, 110]. Studien ergaben, dass die Silanisierung von Aluminiumsilikatfüllern stabilere Matrix-Füller-Verbindungen ergaben als bei nicht silanisierten Glasfüllern [68]. Es kann eine deutliche Erhöhung der Biegefestigkeit, Druckfestigkeit und Härte beobachtet werden [39].

### 2.1.3 Klassifikation

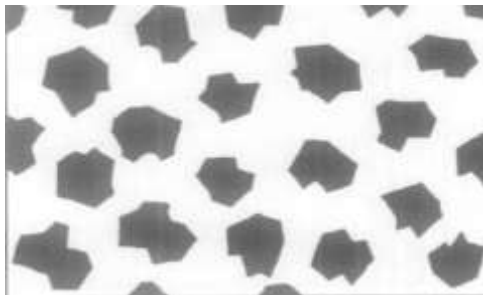


**Abb. 6:** Kompositklassifikation basierend auf ihrem Füllertyp nach Lutz und Phillips

Eine der heute noch aktuellen Klassifikationen der Komposite nach Lutz und Phillips richtet sich nach der verwendeten Füllkörpergröße (vgl. Abb. 6). Unterschieden wird hierbei zwischen den traditionellen Makrofüller-, den Hybrid- und den Mikrofüllerkompositen [23, 41, 63].

### 2.1.3.1 Konventionelle Makrofüllerkomposite

Die traditionellen Makrofüllerkomposite (vgl. Abb. 7) enthalten Füllkörper im Größenbereich von 0,1 bis 100  $\mu\text{m}$  mit einer durchschnittlichen Füllergröße von 5-10  $\mu\text{m}$  bei einem Füllstoffgehalt von ca. 75 Gew.-%. Ihre rein anorganischen Partikel aus Quarz, Glas, Silikat oder Keramik erreichen mit Zusätzen von Barium und Strontium eine gute Röntgenopazität [23, 39, 63].



**Abb. 7:** schematische Darstellung eines traditionellen Makrofüllerkomposites [63]

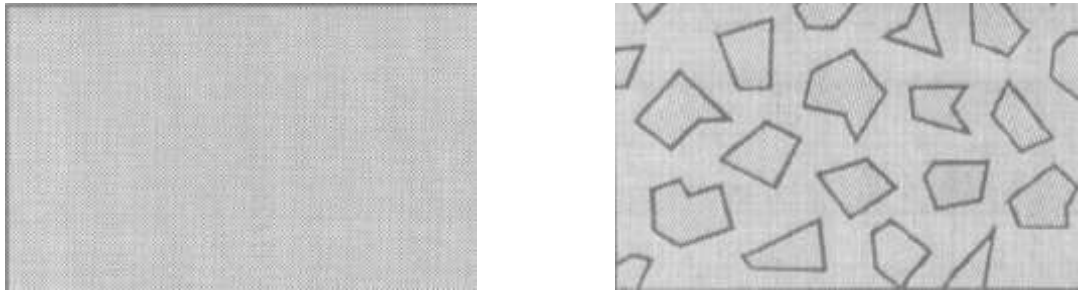
Ein Schwachpunkt der Makrofüller ist ihre hohe Härte gegenüber der Matrix, woraus bei mechanischer Belastung ein Herausbrechen der Füller aus der Matrix resultieren kann. Dies führt wiederum zu einer Oberflächenrauigkeit und zur Abrasion der weichen, verbliebenen Matrix. Die Partikelgröße limitiert die Politur der Makrofüllerkomposite, weshalb sie auch Plaqueanlagerungen leichter ausgesetzt sind.

Makrofüller haben sich durch ihre vielen Nachteile nicht bewährt, weshalb sie heute als Füllungsmaterialien nicht mehr vermarktet werden [24, 39, 63].

### 2.1.3.2 Mikrofüllerkomposite

Aufgrund der vielen negativen Eigenschaften im klinischen Verhalten der Makrofüllerkomposite wurden Mikrofüllerkomposite (vgl. Abb. 8) entwickelt, deren Teilchengröße  $<1 \mu\text{m}$  beträgt. Sie bestehen hauptsächlich aus

hochdispersen Kieselsäuren mit einer durchschnittlichen Partikelgröße von 0,04  $\mu\text{m}$ . Bei den homogenen Mikrofüllerkompositen beträgt der Füllstoffgehalt 50 %. Jedoch hat Kieselsäure einen starken Verdickungseffekt, so dass nach Zugabe in die organische Matrix diese eine hohe Viskosität aufweist und schwer zu handhaben ist. Aus diesem Grund wurden heterogene Mikrofüllerkomposite entwickelt [23, 39, 63] .



**Abb. 8:** schematische Darstellung eines homogenen (links) und eines heterogenen mit splitterförmigen vorpolymerisierten Teilchen (rechts) Mikrofüllerkomposites [63]

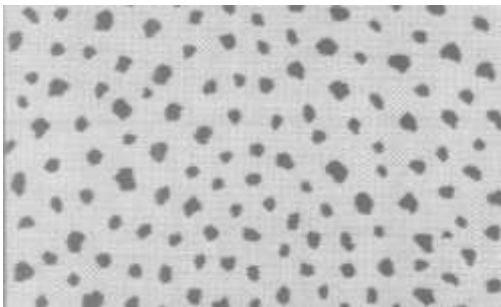
Bei inhomogenen Mikrofüllerkompositen lässt sich der Füllstoffgehalt auf 70 bis 80 % anheben, ohne dass der Kunststoff zu viskös wird. Großer Vorteil der Mikrofüller ist ihre hervorragende Polierbarkeit mit anhaltendem Oberflächenglanz, weshalb sie vornehmlich für den Frontzahnbereich indiziert sind. Durch die gleichmäßige Verteilung der Partikel an der Oberfläche sind sie verschleißfester als Makrofüllerkomposite.

Jedoch sind Mikrofüllerkomposite hinsichtlich ihrer Polymerisationsschrumpfung, ihrer Biegefestigkeit und Vickershärte sowie ihres Elastizitätsmoduls den Makrofüllerkompositen unterlegen und zeigen insgesamt schlechtere physikalische Eigenschaften. Weiterhin weisen sie keine Röntgenopazität auf und zeigen eine hohe Wasserabsorption [24, 39, 63].

So lässt sich schlussfolgern, je höher die Füllkörpergröße eines Komposits, desto höher dessen Festigkeit und Elastizitätsmodul, aber desto geringer dessen Polierbarkeit und Ästhetik [50, 63].

## 2.1.3.3 Hybridkomposite

Mit den Hybridkompositen (vgl. Abb. 9) versucht man die favorisierten Merkmale der Makro- und Mikrofüllerkomposite durch Kombination von Füllstoffen unterschiedlicher Größe herauszufiltern. Der Füllstoffgehalt beträgt insgesamt 85 %, wobei 85-90 Gew.-% aller Füllkörper Makrofüller und 10-15 Gew.-% Mikrofüller sind. Dadurch sind gute mechanische Eigenschaften bei gleichzeitig guter Polierbarkeit und Röntgenopazität gewährleistet [24, 39].



**Abb. 9:** schematische Darstellung eines Hybridkomposits [63]

Mit den Jahren entwickelten sich die Feinpartikelhybridkomposite (bis 5  $\mu\text{m}$  Korngröße), die Feinstpartikelhybridkomposite (bis 3  $\mu\text{m}$  Korngröße) und die Minifüller, auch Submikrometerhybridkomposite (unter 1  $\mu\text{m}$ ) genannt. Heute finden hauptsächlich Feinpartikelhybridkomposite Anwendung, welche sich durch ihre mechanisch positiven Eigenschaften klinisch bewährt haben. Man kann sie auch als Universalkomposite bezeichnen, da sie für plastische Restaurationen aller Klassen einsetzbar sind [24, 39, 41].

| Filler   | Macro-filler (>10 $\mu\text{m}$ )  | Micro-filler (0.01–0.1 $\mu\text{m}$ )  | Micro-filler complexes  |  |
|--|--|---|---|--|
| <b>Composite type</b>  | Macro-filler composite   | Hybrid composite  | Homogenic Micro-filler composite  | Inhomogenic Micro-filler composite                       |
| <b>Properties</b>  | + physical properties<br>+ radiopacity<br>– polishability<br>– wear resistance | + radiopacity<br>+ polishability<br>+ physical properties<br>– polymerisation shrinkage | + polishability<br>– wear resistance<br>– water absorption<br>– radiopacity<br>– polymerisation shrinkage | + polishability<br>+ aesthetics<br>– physical properties |
| <b>Purpose</b>   | Core build-up material<br>under indirect restoration?<br>No longer indicated   | All classes of restoration  | Small anterior restorations<br>Class V  | Small anterior restorations<br>Class V                   |
| <b>Example</b>   | Prisma-Fil®  | Tetric Ceram®   | Palfique®   | Filetek A110®  |
| + : positive property, performance acceptable    – : negative property, performance unacceptable |  |   |   |  |

**Abb. 10:** Kompositklassifikation bezogen auf Füllergrößen nach Lutz & Phillips [110]

Die oben gezeigte Übersicht (vgl. Abb. 10) zieht einen Vergleich zwischen den positiven und negativen Merkmalen der unterschiedlichen Kompositstypen.

Weiterentwicklungen ließen neue Produktarten wie z.B. fließfähige und stopfbare Komposite entstehen.

Letztere sollten sich als Amalgamalternative in kaulasttragenden Seitenzähnen bewähren und die Herstellung eines physiologischen Approximalkontaktpunktes erleichtern. Durch ihren hohen Füllergehalt (66-70 Vol.-%) haben sie zwar eine gute Aushärtungstiefe (nur wenn Inkrementdicke < 2 mm) und niedrige Polymerisationsschrumpfung, sind jedoch nicht für die Restauration kleiner Kavitäten einsetzbar und auch in anderen Punkten Hybridkompositen unterlegen. Choi et al. und M et al. zeigen in Studien eine vergleichbare und teilweise sogar höhere Polymerisationsschrumpfung, sowie höhere Randspaltbildungen als bei nicht stopfbaren Kompositen.

Fließfähige Komposite sind aufgrund ihrer niedrigen Viskosität durch zugesetzte Verdünner für minimalinvasive Füllungen (z.B. auch zervikale Erosionsdefekte) indiziert, prädestiniert für die Penetration aller Unregelmäßigkeiten und z.B. für erweiterte Fissurenversiegelungen oder als Liner. Ihr Füllergehalt beträgt 42-53 Vol.-%. So sind sie für das kaulasttragende Seitenzahngebiet aufgrund ihrer schlechten mechanischen und physikalischen Eigenschaften sowie ihrer hohen Polymerisationsschrumpfung ungeeignet und bieten im Vergleich zu den Hybridkompositen nur ein sehr geringes Indikationsspektrum [9-10, 39, 41, 50, 64, 66].

### 2.1.4 Weiterentwicklungen der Matrix- und Füllertechnologie

Ziel der Weiterentwicklung moderner Restaurationsmaterialien ist es, die Polymerisationsschrumpfung und –spannung weiter zu senken sowie die mechanischen Eigenschaften dentaler Füllungswerkstoffe zu verbessern. Negative Merkmale sollen durch Überarbeitung der einzelnen Bestandteile eines Komposites reduziert werden. Eine längere Lebensdauer, die durch Beseitigung von Misserfolgen wie bulk fracture, marginal degradation,

Verfärbungen und Sekundärkaries erreicht wird, soll durch neue Forschungen angestrebt werden.

Zu den Weiterentwicklungen, welche meistens Modifikationen der Feinpartikelhybridkomposite sind, zählen Kompomere, Ormocere und Nanofüllerkomposite. Neuste Errungenschaft sind die Silorane [16, 39, 66-67].

### 2.1.4.1 Ormocere

Neuentwicklungen im Bereich der Matrix stellen die 1998 erstmals als dentales Restaurationsmaterial auf dem Markt erschienenen Ormocere (z.B. das Füllungsmaterial Definite der Firma Degussa) dar. Ormocere (= **organically modified ceramic**) sind organisch modifizierte Keramikmaterialien, deren Matrix im Vergleich zu konventionellen Kompositen neben organischen auch anorganische Bestandteile enthält. Organische Methacrylatgruppen sind hier in ein anorganisches vorpolymerisiertes Netzwerk eingebettet (vgl. Abb.12), wodurch der Gehalt an Restmonomeren nach der Aushärtung reduziert wird. Zusätzlich sind sie wie die Kompomere in der Lage, Fluorid freizusetzen. Verglichen mit Hybridkompositen zeigen Ormocere bei gleichem Füllergehalt eine geringere Polymerisationsschrumpfung. Jedoch liegt diese heute im Bereich moderner Feinpartikelhybridkomposite [39, 41, 66, 110]. Trotz großer Bemühungen Ormocere als „plastische Keramiken“ zu vermarkten, scheiterte ihr Durchbruch [24]. Vor allem ihre Leistung bezüglich zervikaler und okklusaler Randadaptation muss gegenüber Hybridkompositen als wesentlich schlechter beurteilt werden. Studien belegen weiterhin eine Tendenz zu Verfärbungen und Füllungsverlusten aufgrund ihrer unzureichenden Adhäsion [110]. Ob Ormocere mit Hilfe weiterer Entwicklungen ihre klinischen Eigenschaften verbessern können und mehr Verwendung finden, bleibt abzuwarten.

### 2.1.4.2 Kompomere

Der Begriff Kompomer setzt sich zusammen aus „**composite**“ und „**glassionomer**“ und ist ein Versuch, die positiven Eigenschaften der Kompositentechnologie (bezogen auf Ästhetik- und Materialeigenschaften) und

Glasionomerezemente (z.B. Fluoridfreisetzung) zu vereinen [20, 110]. Bei der Aushärtung findet zum einen chemisch durch Speichelkontakt im Randbereich eine Säure-Base-Reaktion wie bei den Glasionomerezementen statt, zum anderen härten Kompomere primär wie Komposite erst komplett durch eine lichtaktivierte radikalische Polymerisation aus.

Aktuelle Produkte sind seit 1994 auf dem Markt erhältlich, haben eine Polymerisationsschrumpfung von 2-3 Vol.-% und enthalten Füllerpartikel im Größenbereich von 0,2 bis 10,0 µm mit einem Füllergehalt zwischen 42 bis 67 Vol.-% [10]. Hierzu gehören Fluorosilikatgläser, die zum Teil polymerisiert sind, disperse Siliziumdioxid-Partikel und z.B. Ytterbiumfluorid, wodurch Kompomere auch röntgenopak sind. Je nach Fluoridgehalt der Füllkörper haben sie die Eigenschaft, Fluorid freizusetzen, wobei jedoch in vivo Untersuchungen noch keine Ergebnisse über die Menge und Dauer der Fluoridfreisetzung liefern konnten. Man bezeichnet Kompomere auch als Polyalkensäure modifizierte Komposite. Ihre Matrix besteht im Vergleich zu den methacrylat-basierenden Kompositen zusätzlich aus säuremodifizierten Monomeren (vgl. Abb. 12), die aufgrund der Hydrophilie ihrer Hydroxylgruppen die Wasseraufnahme von Kompomeren begünstigen. Daraus resultieren Randverfärbungen mit ästhetischen Nachteilen im Frontzahnggebiet [39, 110]. Mit einem dem Komposit ähnlichen Adhäsivsystem (häufig selbstkonditionierend) muss die Zahnhartsubstanz vorbehandelt werden, um insuffiziente Retentionen zu verhindern. Die meisten Kompomere sind jedoch aufgrund ihrer im Vergleich mit Hybridkompositen geringen Belastbarkeit und fehlenden Abrasionsstabilität für das Milchgebiss empfohlen, wo sie gute Resultate zeigen. Hinsichtlich ihrer Biege-, Zug- und Druckfestigkeit sowie ihrem Elastizitätsmodul sind Kompomere mit Mikrofüllerkompositen vergleichbar [39, 110].

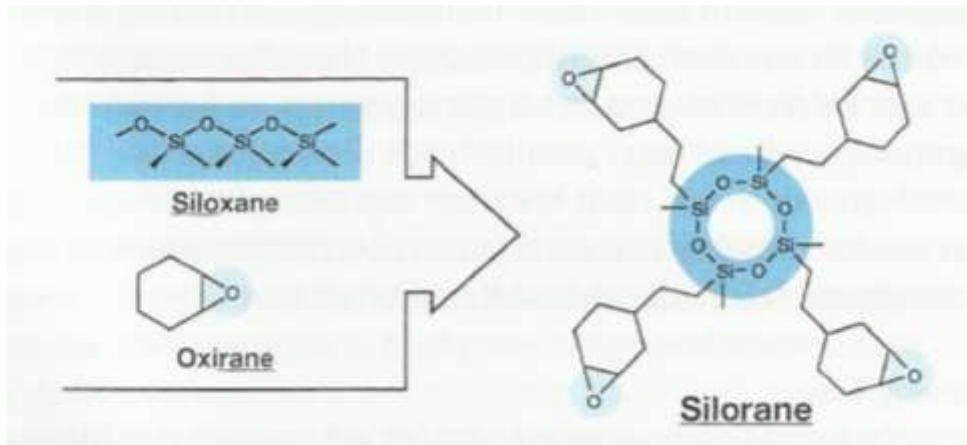
Ob es Kompomeren gelingt, sich auch im Erwachsenegebiss gegenüber Hybridkompositen durchzusetzen, müssen Forschungen erst noch ergeben.

### 2.1.4.3 Silorane

Silorane stellen eine weitere Modifikation im Vergleich zur Monomermatrix der Hybridkomposite dar, mit dem Versuch, die Polymerisationsschrumpfung

noch stärker zu verringern. Dadurch sollen zugleich Mikroleakages und postoperative Hypersensitivitäten reduziert werden.

Silorane besitzen eine ringförmige Struktur und setzen sich aus Siloxanen und Oxiranen zusammen (vgl. Abb. 11). Durch die Polymerisation der Oxirangruppen gelingt die Vernetzung der Silorane [39, 67].



**Abb. 11:** Struktur der Siloranmatrix [39]

Im Gegensatz zu Methacrylaten bewirken bei den Siloranen Kationen als Initiatoren ein Öffnen der Ringstruktur und starten dadurch die Polymerisation (vgl. Abb. 12). Die hierbei entstehende Schrumpfung kann durch das Ausdehnen des Molekularvolumens kompensiert werden. Zusätzlich entstehen im Vergleich zur radikalischen Polymerisation bei der Aushärtung der langsamer ablaufenden kationischen Polymerisation weniger Spannungen. Das bisher einzige kommerziell erhältliche Füllungsmaterial auf Siloranbasis ist Filtek Silorane der Firma 3M Espe. Seine Füller bestehen aus Quarzpartikeln (0,1-2,0  $\mu\text{m}$ ) und röntgenopaken Yttriumfluoriden [39, 67, 110]. Studien berichten über Polymerisationsschrumpfungen von weniger als 1 %, was im Vergleich zu anderen Kompositmaterialien ausgesprochen niedrig ist. Zudem zeigen Silorane eine sehr gute Umgebungslichtstabilität von mehr als 10 Minuten, was längere Verarbeitungszeiten begünstigt. Weitere Studien stellen bei Siloranen im Vergleich zu Methacrylat basierenden Kompositen eine starke Kriechresistenz fest [49]. In-vitro-Untersuchungen belegen, dass Silorane verglichen mit Kompositmaterialien auf Methacrylatbasis zwar eine höhere Biegefestigkeit und ein höheres Elastizitätsmodul, jedoch eine geringere Druckfestigkeit und Mikrohärtigkeit aufweisen [59].

Weiterhin benötigen Silorane aufgrund ihrer Hydrophobie ein spezielles Dentinadhäsivsystem, um eine Bindung zum hydrophilen Dentin aufbauen zu können [69]. Aufgrund fehlender Langzeitstudien [24, 110] muss sich erst noch herausstellen, ob sich Silorane im klinischen Alltag bewähren und gegen Hybridkomposite durchsetzen können.

### 2.1.4.4 Nanofüllerkomposite

Der heutige Trend der Weiterentwicklung von Kompositen führt in Richtung einer Verkleinerung der Füllergröße bei gleichzeitiger Erhöhung des Füllervolumens. Der überwiegende Anteil der heutzutage verwendeten Komposite gehört zu den Nanofüllerkompositen, den Nanohybridkompositen und den Mikrohybridkompositen [67, 110].

Das erste auf dem Markt erhältliche reine Nanofüllerkomposit Filtek Supreme XT der Firma 3M Espe erschien im Jahr 2000 [22, 24]. Nanofüllerkomposite enthalten Füllkörper mit einer ähnlichen mittleren Partikelgröße wie Mikrofüller, wodurch eine gute Polierbarkeit gewährleistet ist. In Verbindung mit dem Füllkörpergehalt entsprechend dem von Hybridkompositen entstehen gleichzeitig gute physikalische Eigenschaften, sowie ein hoher Abnutzungswiderstand [39, 51]. So sind Nanofüllerkomposite sowohl für den Front- als auch für den Seitenzahnbereich indiziert. Auch Ernst et al. konnte durch Studien nachweisen, dass nach 2 Jahren Liegezeit klinisch keine Unterschiede zwischen einem Feinpartikelhybridkomposit und einem Nanofüllerkomposit zu sehen waren, was zeigt, dass sich Nanofüller auch im kaulastragenden Seitenzahngebiet bewähren.

Durch die Nanotechnologie können Nanopartikel aus Zirkonium/Siliziumdioxid oder Nanosiliziumdioxid mit einer Größe von ca. 5- 20 nm oder agglomerierte Nanocluster von ca. 0,6-1,4 µm verwendet werden, wodurch der Füllstoffgehalt erhöht werden kann [22-23]. Die geringe Füllergröße sorgt neben der guten Polierbarkeit auch für eine geringe Polymerisationsschrumpfung [41]. Zudem konnte Ferracane in einer Studie nachweisen, dass sich die Abnutzung von Kompositen mit steigendem Füllkörpergehalt verringert [23].

Neben den reinen Nanofüllerkompositen gibt es auch Nanohybridkomposite (Mikro- und Nanofüller), z.B. Grandio<sup>®</sup>SO der Firma Voco.

Die Nanofüller neigen aufgrund ihres großen Oberflächen-Volumen-Verhältnis zur Agglomeration, wodurch verklumpte Partikel >100 nm entstehen, welche die positiven Merkmale der Nanopartikel verlieren. Durch eine spezielle Beschichtung mit einer organisch-anorganischen Hybridverbindung kann der Verklumpungseffekt verhindert und Füllstoffgehalte von mehr als 85 % erreicht werden [44].

Die beiden in dieser Studie eingesetzten Kunststoffe Tetric EvoCeram<sup>®</sup> und Grandio<sup>®</sup>SO gehören in die Gruppe der Nanohybridkomposite.

| Matrix                     | Chemical system          | Group            |
|----------------------------|--------------------------|------------------|
| Conventional matrix        | Pure methacrylate        | Hybrid composite |
|                            |                          | Nano composite   |
| Inorganic matrix           | Inorganic polycondensate | Ormocers         |
| Acid modified methacrylate | Polar groups             | Compomers        |
| Ring opening epoxide       | Cationic polymerisation  | Silorans         |

**Abb. 12:** Übersicht über die Matrixkomponenten der Komposit-Weiterentwicklungen [110]

### 2.1.5 Polymerisation und Polymerisationsschrumpfung

Unter Polymerisation versteht man im Allgemeinen eine Reaktion ungesättigter Verbindungen zu Makromolekülen.

Bei zahnärztlichen Kompositen handelt es sich meistens um eine radikalische Polymerisation, bei der aus vielen Monomeren ein Polymer entsteht. Startermoleküle, sogenannte Initiatoren (vgl. Kapitel 2.1.2.1), bilden unter Energieeinwirkung (Licht oder chemische Energie) reaktionsfreudige Radikale, welche die Doppelbindung einer Monomergruppe angreifen. Dieser Vorgang wiederholt sich und verläuft kettenartig weiter, so dass es zum Kettenwachstum mit Vernetzung der Monomergruppen kommt (vgl. Abb. 13). Jedoch wird ein Teil der Doppelbindungen des Kompositmaterials beim Polymerisationsvorgang nicht umgesetzt, so dass Restdoppelbindungen bis zu 45 % verbleiben. Daraus resultiert ein bestimmter Anteil an Restmonomeren, welcher zu Pulpairritationen führen kann [10, 20, 39]. Der Konversionsgrad (Anzahl der in die Polymerisation eingehenden



Die heute kommerziell erhältlichen Komposite sind fast alle lichthärtend, wobei man zwischen UV-lichthärtend und Halogen-lichthärtend unterscheidet. Aufgrund von Nachteilen des UV-Lichts (Wellenlänge ca. 365 nm) wie z.B. einer geringen Polymerisationstiefe und Netzhautschädigung hat sich heute das Halogenlicht (sichtbares, blaues Licht) mit einer Wellenlänge von 400-550 nm durchgesetzt [23-24, 39]. Lichthärtende Komposite haben gegenüber chemisch aushärtenden Systemen viele Vorteile. Durch den Wegfall des Anmischens zweier Pasten kommt es zu keinem Einmischen von Blasen, welche beim Aushärten des Komposits als Poren sichtbar werden und zu unschönen Verfärbungen neigen. Weiterhin sind lichthärtende Komposite geeignet für die Anwendung von Inkrementtechniken, wodurch die marginale Adaptation verbessert und das Modellieren des Zahnes nach seiner natürlichen Zahnmorphologie und Farbe mit Transluzenzen und Opazitäten ermöglicht wird. Durch ihren höheren Polymerisationsgrad im Vergleich zu chemischen Systemen ist eine komplette Durchhärtung möglich, welche zu besseren physikalischen Eigenschaften führt. Jedoch besteht eine höhere Techniksensitivität. Die einzelnen Inkremente sollten je nach Farbe nach 2-3 mm Dicke ausgehärtet werden [23, 39, 41, 63].

Trotz vieler neuer Entwicklungen stellt die Polymerisationsschrumpfung während des Aushärtungsprozesses noch immer das Hauptproblem beim Gebrauch von Kompositmaterialien dar. Während der Polymerisation mit der Vernetzung zu einem Polymer verkleinert sich das Volumen der Monomere und der intermolekulare Abstand durch Umwandlung von Van der Waalschen Kräften (Abstand =  $4 \times 10^{-10}$  m) zu kovalenten Bindungen (Abstand =  $1,5 \times 10^{-10}$  m). Weiterhin nimmt die Dichte verglichen mit dem Monomer um 25 % zu. Durch diesen Vorgang tritt eine Volumenkontraktion auf, die bei den heute üblichen Kompositen zwischen 1,7 und 3 Vol.-% liegt [23, 93]. Durch die Polymerisationsschrumpfung und der damit verbundenen Zugkraft auf die gebondete Oberfläche, welche als Schrumpfstress bezeichnet wird, vergrößert sich die Gefahr von Adhäsionsverlusten mit Randspalten, Sekundärkaries sowie postoperativen Hypersensibilitäten. Es bestehen verschiedene hypothetische Methoden, die Polymerisationsschrumpfung und den Schrumpfstress zu beeinflussen,

wie z.B. die Anwendung fließfähiger Komposite als Liner, Kontrolle der Strahlungsintensität von Polymerisationslampen und die in dieser Studie evaluierte Inkrementtechnik (vgl. Kapitel 2.3) mit Beachtung des C-Faktors. Auch die Erhöhung des Füllervolumens (vgl. Kapitel 2.1.4.4) und die Modifikation des Monomertyps (vgl. Kapitel 2.1.1) haben sich als Möglichkeiten, der Polymerisationsschrumpfung entgegenzuwirken, herausgestellt [41, 93].

Mit Einführung der Adhäsivtechnik, welche im folgenden Kapitel erläutert wird, entstand eine weitere Option, der Polymerisationsschrumpfung durch eine klebende Verankerung des Komposits am Zahn Widerstand zu leisten [54].

### **2.2 Adhäsivtechnik**

Die Adhäsivtechnik bildet die Grundlage für einen dauerhaften Verbund des Komposits an der Zahnhartsubstanz und ist für die Zahnmedizin einer der bedeutendsten Fortschritte der letzten fünf Jahrzehnte [86]. Während die ersten dentalen Adhäsive nur eine Adaptation zum Zahnschmelz ermöglichten, gewährleisten heute erhältliche Adhäsivsysteme auch eine sehr gute Dentinhaftung. Durch umfangreiche Forschungen ist heutzutage eine Vielzahl unterschiedlicher Adhäsivsysteme erhältlich, die sich in ihrer Zusammensetzung, Applikationstechnik und ihrem Wirkmechanismus unterscheiden [72]. Diese werden im Folgenden erläutert.

#### 2.2.1 Adhäsion

Unter Adhäsion (lat. adhaerere = anhaften) versteht man die Anziehung von Atomen und Molekülen an der Kontaktfläche von verschiedenen Stoffen. Bei Substanzen, bei denen keine chemische Bindung zwischen den Adhärenden stattfinden kann, muss ein Adhäsiv für den festen Verbund eingesetzt werden. Gefördert wird die feste Adhäsion durch gute Benetzung und engen Kontakt zwischen Substrat und Adhäsiv sowie einer niedrigeren Oberflächenspannung des Adhäsivs im Vergleich zum Substrat [24].

Auch in der Zahnmedizin müssen die Zahnhartsubstanzen mit einem geeigneten Adhäsivsystem vorbehandelt werden, da Kompositmaterialien

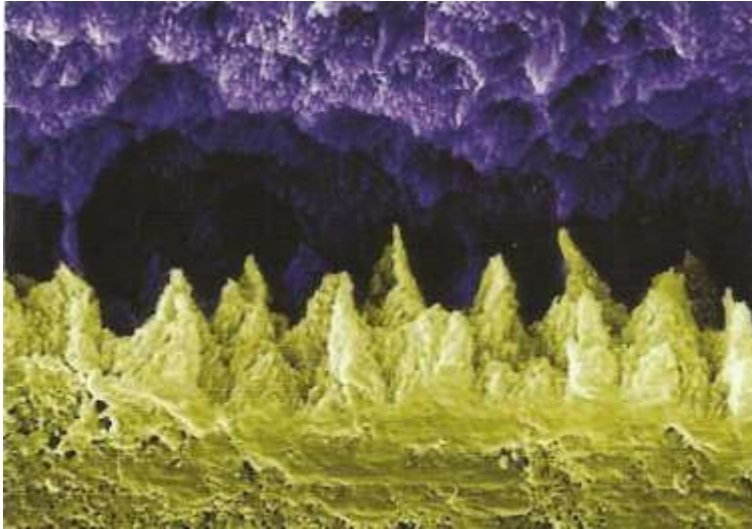
keine Eigenadhäsion und chemische Bindung zu Schmelz und Dentin herstellen können. Ohne geeignete Konditionierung von Schmelz und Dentin würde vor allem die Polymerisationsschrumpfung der Komposite eine dauerhaft feste Verankerung zu den Zahnhartsubstanzen verhindern und Randspaltbildung fördern. Laut Frankenberger ist das verwendete Adhäsivsystem an Schmelz und Dentin für den klinischen Erfolg einer Kompositfüllung ausschlaggebend und das verwendete Komposit im Vergleich eher unbedeutend [24, 30, 39].

### 2.2.1.1 Haftung von Kunststoff am Schmelz

Im Jahr 1955 legte Dr. Michael Buonocore mit Einführung der Schmelz-Ätz-Technik den Grundstein für den Beginn der adhäsiven dentalen Füllungstherapie [77, 79, 97].

Der Zahnschmelz ist die härteste Substanz am menschlichen Körper und besteht überwiegend (ca. 96 Gew.-%) aus anorganischem Material, wie z.B. Kalzium, Phosphor und Magnesium und zu 4 Vol.-% aus Wasser. Seine Hydroxylapatitkristalle bilden die sogenannten Schmelzprismen, welche von zwischenprismatischer Substanz umgeben sind. Der hohe Gehalt an anorganischer Substanz ist die Ursache der hervorragenden Säurelöslichkeit des Schmelzes. Buonocore erkannte, dass 85 %ige Phosphorsäure eine Modifikation der Oberfläche und eine damit verbundene starke Oberflächenvergrößerung des Zahnschmelzes bewirkt, welche die Empfänglichkeit für die Adhäsion zur Kunststoffmatrix erhöht. Die Idee kam Buonocore bei Beobachtungen vom Einsatz von Phosphorsäure bei der Behandlung von Metalloberflächen. Die nach dem Ätzen entstandene ideale Oberflächenmorphologie (vgl. Abb. 14) des Zahnschmelzes kommt durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der Peripherie, bedingt durch die unterschiedliche Anordnung der Kristallite innerhalb der Prismen, zustande. Dadurch entsteht nach dem Ätzvorgang durch Ausbildung von Mikroporositäten ein mikroretentives Relief mit einer Rautiefe von 50 µm. In dieses können ungefüllte und gefüllte Adhäsive einfließen und nach Lichtpolymerisation unter Ausbildung von Tags fest mit dem Zahnschmelz vernetzt werden. Die dabei entstehende mikromechanisch klebende Verankerung kann der bei der Aushärtung entstehenden

Polymerisationsschrumpfung entgegenwirken. Gleichzeitig gewinnt die geschwächte Zahnhartsubstanz an Stabilität. Beim Ätzvorgang gehen ca. 10 µm der Schmelzschicht irreversibel verloren [30, 39-40, 77, 82, 97].



**Abb. 14:** charakteristische Oberflächenstruktur von geätztem Zahnschmelz mit Phosphorsäure (blau) zusammen mit Tags aus Bonding Agent (gelb) [24]

Laut Pashley ist der Erfolg der Säure-Ätz-Technik vor allem dadurch gegeben, dass Zahnschmelz im Vergleich zu Dentin nur wenig organische Substanz enthält und ohne Gefahr eines Kollapses der angerauten Oberfläche getrocknet werden kann.

Die heutigen Ätzmittel bestehen aus 30 bis 40 %iger Phosphorsäure (ideal = 37 %) und erzeugen Haftfestigkeiten von 20 bis 25 MPa, was eine erfolgversprechende Retention der Komposite am Schmelz gewährleistet. Niedrigere Säurekonzentrationen führen zu Brushitablagerungen und Konzentrationen über 40 % zur Ablagerung von Kalziumphosphatverbindungen am Zahnschmelz und flacheren Ätzmustern, wodurch der Verbund geschwächt wird. Laut Helvey ist die Phosphorsäure bis heute der Goldstandard zum Ätzen von Zahnschmelz. Mit Phosphorsäure vorbehandelter Schmelz weist wesentlich bessere Haftwerte auf, als unvorbehandelter Schmelz. Eine Ätzzeit von 15-20 Sekunden ist ausreichend, um das typische Schmelz-Ätz-Muster zu erzielen (bei Milchzähnen 60 Sekunden) [30, 39-40, 79, 97, 104].

Bei Anwendung der Schmelz-Ätz-Technik muss jedoch die Empfindlichkeit des Ätzmusters gegenüber Speichel, Blut und Feuchtigkeit beachtet werden. Frankenberger et al. konnten nachweisen, dass Speichel sowie Turbinenöl die Schmelzhaftung wesentlich verringern. Aus diesem Grund wird die Anwendung von Kofferdamm empfohlen [25].

Die Säure-Ätz-Technik hat sich bis heute bewährt, da sie für eine dauerhafte Schmelzhaftung sorgt, welche die eigentliche Retention jeder Füllung ausmacht und die Kräfte der Polymerisationsschrumpfung kompensiert. Zudem ist sie einfach in ihrer Anwendung [27]. Um die Pulpa zu schützen und postoperative Hypersensitivitäten zu vermeiden, wurde früher das präparierte Dentin vor der Phosphorsäureätzung des Schmelzes mit konventionellen Zementen abgedeckt. Dadurch war die Haftung jedoch nur auf die dünnen Schmelzränder begrenzt, wodurch ein Großteil der zu verankernden Zahnhartsubstanz ohne Adhäsion zum Komposit blieb. Dies führte neben der Säure-Ätz-Technik zur Entwicklung möglicher Dentinadhäsive [24].

### 2.2.1.2 Haftung von Kunststoff am Dentin

Im Vergleich zum Schmelz ist die Dentinhaftung zu Kunststoff aufgrund der chemischen und strukturellen Zusammensetzung des Dentins wesentlich schwerer zu erzielen. Dentin ist weniger mineralisiert und besteht zu 70 Gew.-% aus anorganischem, zu 20 Gew.-% aus organischem Material und zu 10 Gew.-% aus Wasser, welches hauptsächlich Kollagen und kollagenartige Verbindungen enthält. In den Dentinkanälchen verlaufen die Odontoblastenfortsätze, welche von Flüssigkeit und organischen Strukturelementen umgeben sind. Sie stellen den Kontakt zur Pulpa her. Die Dentinkanälchen mit Dentinliquor (→ erhöhte intrinsische Feuchtigkeit), der höhere Gehalt an organischen Bestandteilen sowie die Schmierschicht des feuchten Dentins erschweren die Adaptation zum hydrophoben Komposit. Hinzu kommt die niedrige Oberflächenenergie des Dentins [24, 39, 77, 96]. Die Schmierschicht (smear layer) bildet sich nach der rotierenden Präparation der Zahnhartgewebe und ist ein Produkt aus Bakterien, Zelltrümmern, Dentinliquor und Wasser. Ihre Dicke beträgt 1-5 µm und lässt sich nicht durch Wasserspray entfernen. Die Trümmer werden in unterschiedlicher Länge in die Dentintubuli gepresst, wodurch die Dentinpermeabilität, die

Dentinsensitivität und die Oberflächenfeuchtigkeit reduziert werden. Laut Pashley erzeugt der Smear Layer jedoch eine geringe Haftfestigkeit zum Komposit.

Während die ersten Adhäsivsysteme durch Belassen der Schmierschicht klinisch erfolglos waren, zeigten später entwickelte Adhäsive mit Säuren zum Auflösen des Smear Layers bessere Haftwerte (vgl. Kapitel 2.2.2). Diese Erkenntnis dauerte jedoch einige Jahre [24, 39, 79-80]. Aus diesem Grund zeigten sich trotz des Beginns der Entwicklung von Dentinadhäsiven Anfang der 50er Jahre bis Anfang der 80er Jahre nur wenig Fortschritte bezüglich der Dentinhaftung [79, 97]. So kamen erst Ende der 80er Jahre die ersten klinisch effizienten Dentinadhäsive auf den Markt. Ihrer Wirkungsweise wird im nachfolgenden Kapitel erläutert.

### 2.2.2 Entwicklung der Adhäsivsysteme

Adhäsivsysteme haben unterschiedliche Klassifikationen. Die chronologische Entwicklung der verschiedenen Adhäsivsysteme über die letzten 40 Jahre lässt sich anhand von Generationen beschreiben.

Es vollzogen sich unterschiedliche Entwicklungsprozesse in Bezug auf die Wirkungsweise, Anzahl der Flaschen und Applikationstechniken von Adhäsiven. Der Trend zielte im Laufe der Jahre auf eine Simplifizierung der Adhäsivsysteme mit Reduktion der Arbeitsschritte für den Behandler ab.

#### 2.2.2.1 Erste Generation

Bei der ersten Generation der Dentinadhäsivsysteme in den 60er und 70er Jahren sollten Dentinhaftvermittler eine chemische Bindung zu den organischen und anorganischen Bestandteilen des Dentins herstellen. Das Adhäsiv bildete eine Chelatverbindung zum Kalzium des Dentins. Trotz guter Adaptation zum Schmelz blieb mit Dentinhaftwerten von nur 2 MPa (vgl. Abb. 17) der klinische Erfolg jedoch aus. Verwendungen im Seitenzahnbereich hatten postoperative Hypersensitivitäten zu Folge [32, 72].

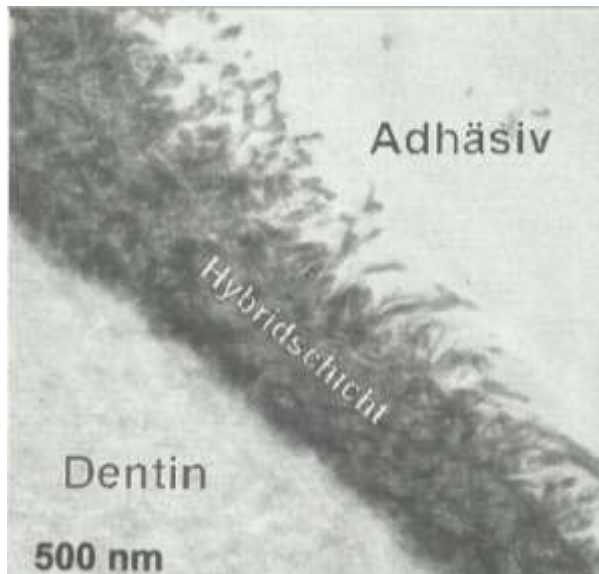
### 2.2.2.2 Zweite Generation

Die zweite Generation der Adhäsive wurde Anfang der 80er Jahre entwickelt, mit dem Versuch, die Schmierschicht des Dentins (vgl. Kapitel 2.2.1.2) als Haftsubstanz zu benutzen. Die meist ungefüllten Kunststoffe sollten eine Verbindung mit den Phosphatgruppen und dem Kalzium der Smear Layer eingehen. Trotz gelungener Infiltration der Schmierschicht konnte aufgrund der nur mäßigen Haftung mit dem darunterliegenden Dentin keine ausreichende Adaptation erreicht werden. Klinische Haftwerte von 2-10 MPa (vgl. Abb. 17) erwiesen sich als zu schwach, so dass zusätzlich eine mechanische Retentionsform erforderlich war. 1-Jahres Studien zeigten Retentionsraten von unter 70 % [24, 32, 97]. Es resultierten Dentinleakages, große Polymerisationsschrumpfungen sowie postoperative Hypersensitivitäten.

Heute sind Adhäsive der zweiten Generation bis auf wenige Ausnahmen wie z.B. Scotchbond™ Dual-Care nicht mehr kommerziell erhältlich [19, 72, 97].

### 2.2.2.3 Dritte Generation

Die dritte Generation der Adhäsive wurde Ende der 80er Jahre entwickelt und bedient sich einer anderen Vorgehensweise als ihre beiden Vorgänger. Erstmals wurde auch für das Dentin ein separater Primer („Condi Primer“) angewandt. Dieser enthält schwach dosierte Säuren wie z.B. 1-4 %ige Maleinsäure. So erfolgt neben der selektiven Ätzung der Schmelzränder mit 30-40 %iger Phosphorsäure eine selektive Dentinätzung mit dem Ziel, die Schmierschicht aufzulösen und eine oberflächliche Demineralisierung des Dentins zu erreichen [24, 96]. Die Oberflächenveränderung von säuregeätztem Dentin zeigt die Umwandlung von einer kristallinen, relativ hydrophilen Struktur zu einer organischen, ziemlich hydrophoben Schicht. Während Hydroxylapatitkristalle aus dem Dentin herausgelöst werden, bleibt eine kollagene Matrix zurück. Diese Kollagenfasern erfahren durch die im Primer enthaltenen amphiphilen Moleküle (z.B. HEMA, Hydroxyethylmethacrylat) eine Imprägnierung. Nach Auftragen und Verblasen des Primers kann das Bonding Agent, welches Methacrylate enthält, in die zuvor geschaffenen Zwischenräume einfließen.



**Abb. 15:** nach Auftragen von Primer und Adhäsiv entstandene Hybridschicht [24]

Es kommt zur Bildung einer widerstandsfähigen Hybridschicht (vgl. Abb. 15), welche als sogenannte Mischzone bezeichnet wird und sowohl aus ungefülltem Kunststoff, Resten der Schmierschicht als auch aus dem Kollagen des Dentins besteht [7, 18, 24, 79].

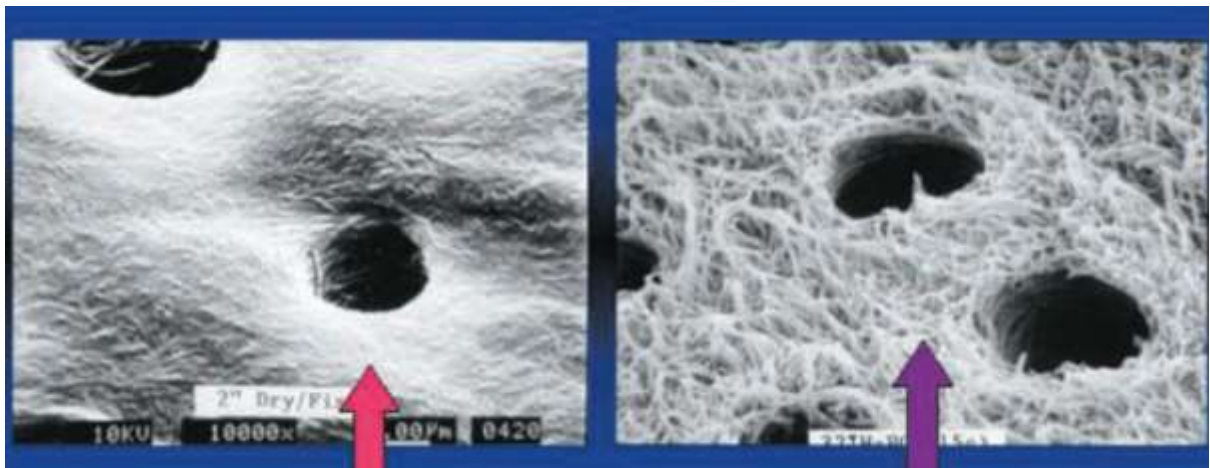
Klinisch überzeugte die dritte Generation der Adhäsivsysteme mit höheren Haftwerten von 8-15 MPa (vgl. Abb. 17) im Vergleich zu den erstgenannten Generationen, so dass die Schaffung mechanischer Retentionsformen überflüssig wurde. Gleichzeitig konnte ein Rückgang an postoperativen Hypersensibilitäten festgestellt werden. Dennoch war ihre Effizienz noch immer schwer einschätzbar. Auch mit dieser Generation konnte die Randspaltbildung nicht eliminiert werden, wodurch klinische Misserfolge resultierten [19, 32, 72, 97].

#### 2.2.2.4 Vierte Generation

Die separate Schmelzätzung mit Phosphorsäure war vor allem in kleinen, minimalinvasiv präparierten Kavitäten klinisch oftmals nicht umsetzbar. So kam es Anfang der 90er Jahre zur Entwicklung der 4. Generation der Adhäsivsysteme, die durch das gleichzeitige Ätzen von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure („Etch-and-Rinse“) gekennzeichnet ist und die Applikation

der Säure so wesentlich vereinfacht [24, 96]. Fusayama war der Erste, der die Idee des Total-Etching im Jahr 1979 veröffentlichte, jedoch mit wenig Akzeptanz, da Studien zu dieser Zeit Pulpaentzündungen voraussagten. Aus diesem Grund war dieses Konzept zunächst kontrovers diskutiert. Doch heute ist bewiesen, dass hauptsächlich Randspalten und Undichtigkeiten für Entzündungen der Pulpa verantwortlich sind [79, 97].

Als Unterschied zur dritten Generation ist das Abspülen der Phosphorsäure mit den gelösten Bestandteilen und die anschließende Trocknung von Schmelz und Dentin anzusehen. Letztere ist notwendig, um das zurückgebliebene kroidig opake Schmelz-Ätz-Muster zu erkennen. Zurück bleibt ein Kollagenfasernetzwerk, welches bei zu starker Trocknung kollabiert (vgl. Abb. 16) und dann für die Penetration des Primers nicht mehr fähig ist. Um das Kollabieren der empfindlichen Kollagenfasern zu verhindern, führte Dr. John Kanca das „wet-“ oder „moist bonding“ ein. Dieses beinhaltet das Belassen sichtbarer Feuchtigkeit auf der Dentinoberfläche nach der Kontrolle des Schmelz-Ätzmusters (vgl. Abb. 16). Laut Pashley können auf diese Weise Dentinhaftwerte verdoppelt werden.



**Abb. 16:** kollabiertes Kollagenfasernetzwerk durch Lufttrocknung (links)  
Zustand nach „Re-wetting“ (rechts) [79]

Zu beachten sind in diesem Zusammenhang die im Primer befindlichen Lösungsmittel, welche in Form von Wasser, Aceton oder Alkohol enthalten sind. Aceton- und ethanolbasierte Primer können ihren Zweck auf getrocknetem Dentin nicht erfüllen, weshalb ihre Anwendung ein aktives „re-

wetting“ (Befeuchten der Oberfläche) erforderlich macht, um ein Wiederaufquellen des kollabierten Netzwerks zu erreichen. Wasser- oder wasseralkoholhaltige Primer hingegen sind weniger techniksensitiv, da bei ihnen ein „re-wetting“ überflüssig ist [24, 32, 72, 79, 81, 96, 104].

Gelingt die erfolgreiche Penetration amphiphiler Moleküle in das Kollagenfasernetzwerk nicht, resultieren Nanoleakages mit postoperativen Hypersensitivitäten. Unter „nanoleakages“ versteht man kleine Hohlräume des demineralisierten Dentins am Boden der Hybridschicht [24, 39, 84, 99].

Zusammenfassend besteht das Mehrflaschensystem der vierten Generation aus der Phosphorsäure, welche die Schmierschicht entfernt und die Permeabilität der Dentintubuli erhöht, dem amphiphilen Primer mit Lösungsmittel, welcher das Kollagenetzwerk befeuchtet und penetriert und dem Bonding Agent, welches als belastbarer Verbindungsmediator fungiert [96-97]. Mit der vierten Generation werden Haftwerte um die 20 MPa (vgl. Abb. 17) erreicht und im Vergleich zu vorherigen Generation ein signifikanter Rückgang von Randundichtigkeiten und postoperativer Hypersensitivitäten. Aufgrund ihres klinischen Erfolges werden Etch-and-rinse Systeme der vierten Generation noch heute gerne angewendet [19, 32, 72, 77, 97].

Die Anwendung des komplexen Mehrflaschensystems der vierten Generation wird jedoch von vielen Behandlern als unpraktisch, zeitaufwendig und sehr techniksensibel empfunden, weshalb die Forderung nach vereinfachten Systemen aufkam [7, 18-19, 24, 32, 72].

### 2.2.2.5 Fünfte Generation

Die Hersteller kamen dem Wunsch der Anwender nach einem vereinfachten Adhäsivsystem mit der fünften Generation Mitte der 90er Jahre nach. Erstmals wurde ein hydrophiler Primer und ein hydrophobes Bonding Agent, das eigentliche Adhäsivsystem, in einer Flasche kombiniert (sogenannte „one bottle bonds“) [15].

Jedoch besteht bei der fünften Generation weiterhin die Herausforderung, die Schmelzätzung und Oberflächenfeuchtigkeit zu kontrollieren. Derartige Systeme müssen nach Frankenberger aufgrund von niedrigem Wassergehalt immer mit Wet bonding angewendet werden, um der Gefahr postoperativer Hypersensitivitäten zu entkommen. Auch muss das Adhäsiv zumeist zweimal

aufgetragen werden, wodurch der Zeitaufwand im Vergleich zur vierten Generation kaum reduziert wird [19, 24, 72, 86, 97]. Laut Frankenberger sollte man weiterhin bedenken, dass Primer (sorgt für Penetrationsfähigkeit) und Bonding Agent (sorgt für mechanische Stabilität) getrennt bestimmte Aufgaben erfüllen, so dass ihre Kombination nur einen Mittelweg darstellt, der die beiden Eigenschaften nicht hundertprozentig verkörpern kann und zu Qualitätseinbußen führt [24]. In Studien veröffentlichte Haftwerte schwanken beunruhigend stark. Trotzdem wird bei regelgerechter Anwendung häufig über ähnlich beeindruckende Haftwerte (20-25 MPa, vgl. Abb. 17) im Vergleich zur vierten Generation und über eine nennenswerte Reduktion postoperativer Hypersensitivitäten berichtet.

Laut Freedman et al. sind Adhäsivsysteme der fünften Generation in der heutigen Zeit die populärsten auf dem Markt, was höchstwahrscheinlich mit ihrer Anwenderfreundlichkeit zusammenhängt [32, 86, 97]. Auch das für diese Studie verwendete Adhäsivsystem iBond<sup>®</sup> Total Etch (vgl. Kapitel 4.3.1) gehört der fünften Generation an.

### 2.2.2.6 Sechste Generation

Noch eine Stufe weiter geht die im Jahr 2000 auf dem Markt erschienene sechste Generation der Adhäsivsysteme, welche sich durch ihre selbstkonditionierenden Adhäsive auszeichnet. Phosphorsäure als separates Ätzmittel ist hierbei überflüssig, da der säurehaltige Primer diese Funktion übernehmen soll [15, 32, 79, 86].

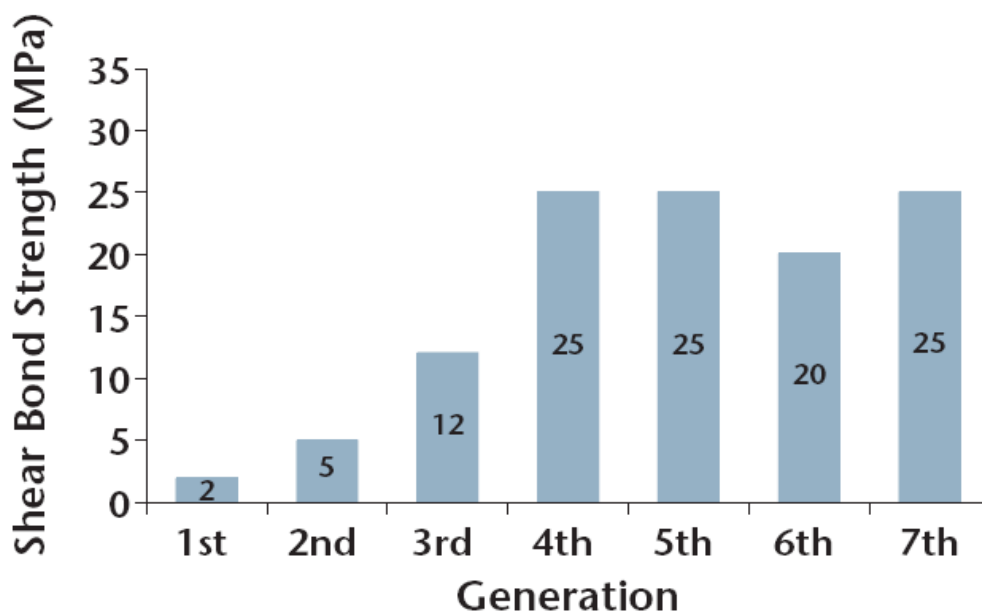
Durch unterschiedlich erhältliche Systeme bestehen verschiedene Möglichkeiten der Applikation. Entweder können Primer und Bonding Agent unmittelbar vor dem Auftragen auf Schmelz und Dentin bereits gemischt und zusammen appliziert werden oder das Bonding Agent wird getrennt nach Applikation des Primers über den Primer aufgetragen [72, 96]. Nach Freedman können die variablen Applikationstechniken der sechsten Generation klinisch zu Verwirrung und zu Anwendungsfehlern führen [32]. Laut Frankenberger und Städtler besteht bei Adhäsiven dieser Generation eine wesentlich schlechtere Schmelzhaftung verglichen mit Systemen, bei denen die Schmelz-Ätz-Technik zur Anwendung kommt, wodurch kein dauerhafter Schmelzverbund gegeben ist. Die sehr gute Dentinhaftung mit

18-23 MPa (vgl. Abb. 17) ist vergleichbar mit den vorhergehenden Generationen. Diese kommt durch das hydrophobe Bonding Agent zustande, ist aber durch die sehr schlechte Schmelzhaftung dieses Systems nicht wertvoll [19, 24, 32, 96].

#### 2.2.2.7 Siebte Generation

Die chronologisch neuste Entwicklung der Adhäsivsysteme stellen die seit 2002 erhältlichen sogenannten All-in-one-Adhäsive dar, welche Säure, Primer und Bonding Agent in einer Lösung enthalten [19, 72, 86].

Zwar werden Adhäsive der siebten Generation aufgrund von nur einer einzigen Flüssigkeit irrtümlicherweise als eine Arbeitserleichterung angesehen, jedoch verbleibt eine gewisse Techniksensitivität. Grund hierfür ist, dass die meisten Produkte, um ihre Wirkung entfalten zu können, mehrmals aufgetragen werden müssen. Ein weiterer Nachteil ist laut Frankenberger ihre Wasserpermeabilität, welche die Penetration von Wasser und Dentinliquor selbst nach Aushärtung begünstigt und damit eine Limitation für die Dentinhaftung darstellt [24]. Haftwerte im Bereich von 18 – 25 MPa (vgl. Abb. 17) sind vergleichbar mit denen der sechsten Generation [72, 86].



**Abb. 17:** Vergleich der Scherhaftfestigkeit der verschiedenen Generationen [19]

## 2.2.3 Aktuelle Klassifikation der Adhäsivsysteme

Obwohl die Einteilung der Adhäsivsysteme in Generationen die chronologische Entwicklung gut wiedergibt, ist diese Einteilung heute jedoch obsolet, da sie schwer zu verstehen ist und sich auf keine wissenschaftlichen Kriterien bezieht. Die aktuelle Klassifikation geht auf die Anzahl der Applikationsschritte und den Wirkmechanismus ein (vgl. Abb. 18) und soll auf diese Weise einen besseren Überblick gewähren:

| <b>1. Vier-Schritt-Selective-Etch = 3. Generation</b> |                |                |                |
|---|----------------|----------------|----------------|
| Phosphorsäure   | Primer 1       | Primer 2       | Bonding Agent  |
| Nur Schmelz   | Schmelz/Dentin | Schmelz/Dentin | Schmelz/Dentin |

Beispiel: Syntac classic (Etchant, Primer, Adhesive [2.Primer], Heliobond)

| <b>2. Drei-Schritt-Selective-Etch = 3. Generation</b> |   |          |                |
|---|---|----------|----------------|
| Phosphorsäure   | Primer 1                                | Primer 2 | Bonding Agent  |
| Nur Schmelz   | Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin |          | Schmelz/Dentin |

Beispiel: A.R.T. Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)

| <b>3. Vier-Schritt-Etch-and-rinse = 4. Generation</b> |                |                |                |
|---|----------------|----------------|----------------|
| Phosphorsäure   | Primer 1       | Primer 2       | Bonding Agent  |
| Schmelz/Dentin  | Schmelz/Dentin | Schmelz/Dentin | Schmelz/Dentin |

Beispiel: Syntac classic (Etchant, Primer, Adhesive [2.Primer], Heliobond)

| <b>4. Drei-Schritt-Etch-and-rinse = 4. Generation</b> |   |          |                |
|---|---|----------|----------------|
| Phosphorsäure   | Primer 1                                | Primer 2 | Bonding Agent  |
| Schmelz/Dentin  | Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin |          | Schmelz/Dentin |

Beispiel: Beispiel: A.R.T. Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)

oder:

|                |                |                |
|----------------|----------------|----------------|
| Phosphorsäure  | Primer         | Bonding Agent  |
| Schmelz/Dentin | Schmelz/Dentin | Schmelz/Dentin |

Beispiele: Adper Scotchbond Multi-Purpose, All-Bond 2, Gluma Solid Bond

|   |                |  |
|---|----------------|--|
| <b>5. Zwei-Schritt-Etch-and-rinse = 5. Generation</b> |                |  |
| Phosphorsäure   | Primer + Bond  |  |
| Schmelz/Dentin  | Schmelz/Dentin |  |

Beispiele: XP Bond, Prime&Bond NT, Adper Scotchbond 1 XT

|  |                |                |
|--|----------------|----------------|
| <b>6. Zwei-Schritt-Self-Etch = 6. Generation</b> |                |                |
| Phosphorsäure                                    | Primer         | Bonding Agent  |
| -  | Schmelz/Dentin | Schmelz/Dentin |

Beispiele: Hydrophobes Bond: AdheSE, Clearfil SE Bond, One Coat SE Bond  
Hydrophiles Bond: OptiBond Solo Plus SE

|  |                         |  |
|--|-------------------------|--|
| <b>7. Ein-Schritt-Self-Etch (Mischpräparate) = 7. Generation</b> |                         |  |
| Phosphorsäure  | Etchant + Primer + Bond |  |
| -  | Schmelz/Dentin          |  |

Beispiele: Adper Prompt, Futurabond NR, Xeno III, Etch&Prime 3.0

|  |                         |  |
|--|-------------------------|--|
| <b>8. Ein-Schritt-Self-Etch (Einflaschenpräparate) = 7. Generation</b> |                         |  |
| Phosphorsäure  | Etchant + Primer + Bond |  |
| -  | Schmelz/Dentin          |  |

Beispiele: iBond SE, Futurabond M, Brush&Bond, G-Bond

**Abb. 18:** Klassifikation der Adhäsivsysteme nach ihrem Wirkmechanismus beim Ätzzvorgang und der Anzahl der Applikationsschritte nach Frankenberger

Die beiden ersten Generationen (vgl. Kapitel 2.2.2) kommen in der aktuellen Klassifikation nicht mehr vor, da sie sich für den klinischen Einsatz nicht eignen.

Wie sich aus Abbildung 18 entnehmen lässt, wird heute zwischen Selective-Etch, Etch-and-rinse und Self-Etch Systemen unterschieden. Die grundsätzlichen Unterschiede und die klinische Effektivität werden im Folgenden erläutert.

### 2.2.3.1 Selective-Etch

Unter Selective-Etch versteht man das separate Ätzen der Schmelzränder mit Phosphorsäure, während das Dentin ausgespart wird (vgl. Kapitel 2.2.2.3). Sie enthalten neben der Phosphorsäure einen oder zwei Primer (sogenannte Self-Etch-Primer), welche für die Auflösung der Schmierschicht und Demineralisation des Dentins verantwortlich sind. Der Haftmechanismus wird nach Applikation des Bonding Agents erreicht, welches die vorkonditionierte Oberfläche penetriert und eine Hybridschicht bildet [24].

### 2.2.3.2 Etch-and-rinse

Etch-and-rinse steht für das simultane Ätzen von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure und das anschließende Absprühen und Trocknen (vgl. Kapitel 2.2.2.4 und 2.2.2.5). Früher war hierfür die Bezeichnung „total etch“ gebräuchlich, welche inzwischen aber überholt ist.

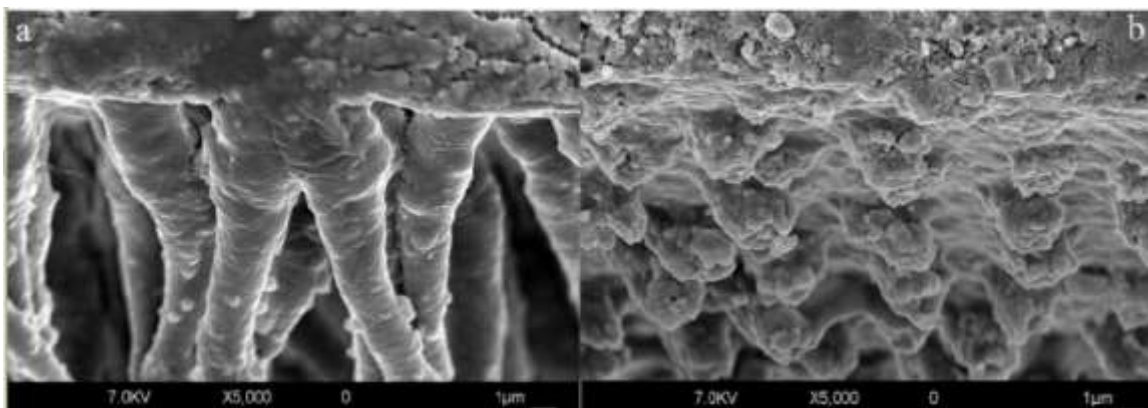
Dieses System ist mit einem separaten Primer und separatem Adhäsiv (2. Primer) erhältlich, oder die beiden sind bereits zu einer Kombination zusammengemischt. Der Haftmechanismus funktioniert hier im Gegensatz zur selektiven Schmelzätzung über ein komplettes Entfernen der Schmierschicht mit anschließender Verknüpfung des Bonding Agents mit dem Kollagenfasernetzwerk und Bildung eines mechanisch belastbaren Verbundes, der Hybridschicht [24, 52, 86, 99].

## 2.2.3.3 Self-Etch

Unter Self-Etch versteht man die Schmelz- und Dentinkonditionierung ohne Phosphorsäure (vgl. Kapitel 2.2.2.6 und 2.2.2.7).

Dieses System besteht entweder aus einem säurehaltigen Primer und einem Bonding Agent oder aus einem Primer-Adhäsiv Gemisch. Anders als bei der Etch-and-rinse Technik funktioniert hier der Haftmechanismus über die Demineralisation der Schmierschicht, welche als Haftsubstrat verwendet wird. Da hierbei keine Abspülung der Schmierschicht erfolgt (daher auch als „etch-and-dry“ bezeichnet [8, 99]), wird diese in die Hybridschicht miteinbezogen, was wiederum zu einer Verdickung der Hybridschicht im Vergleich zu Etch-and-rinse Systemen führt. Laut Powers et al. führe dies zu einer Art Puffer zum Schutz vor postoperativen Hypersensibilitäten. Nach Städtler gibt es jedoch keine Parallelen zwischen der Dicke der Hybridschicht und der Haftkraft. Als Unterschied zur Etch-and-rinse Methode finden Demineralisation und Penetration beim Self-Etch Verfahren gleichzeitig statt [24, 52, 77, 86, 96].

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei den drei oben genannten Prinzipien zur Herstellung der Dentinhaftung zwischen der Erhaltung und Imprägnierung der Schmierschicht (Selective-Etch), der vollständigen Entfernung der Schmierschicht (Etch-and-rinse) und der Modifikation der Schmierschicht mit sauren Primern (Self-Etch) unterschieden werden kann [8].



**Abb. 19:** Vergleich eines Etch-and-rinse Systems (links) mit einem Self-Etch System (rechts) [8]

In vitro Studien von Deliperi et al. widerlegen den allgemeinen Glauben, dass anwenderfreundliche, schnelle und einfache Adhäsive gleichzeitig für eine Reduktion der Techniksensitivität sorgen, da sie häufig mehrmals appliziert werden müssen [18]. Im Vergleich zu Etch-and-rinse Systemen zeigen vor allem die All-in-one Systeme klinisch wesentlich schlechtere Ergebnisse und müssen verbessert werden [15].

Frankenberger et al. konnten bei In-Vitro-Studien nachweisen, dass trotz akzeptabler Dentinhaftwerte bei Zwei-Schritt-Self-Etch Systemen, die Etch-and-rinse Methode für einen konstant anhaltenden Schmelzverbund noch immer das non plus ultra darstellt. Weiterhin zeigten Forschungen, dass alle Adhäsivsysteme mit einem separaten hydrophoben Bonding Agent im Vergleich zu hydrophilen Monomergemischen die besten Haftwerte erreichen. Dies belegt den Grundsatz, dass eine Vereinfachung immer mit einer schlechteren Effektivität einhergeht [77, 95]. So sollte man nach Frankenberger die angebliche Zeitersparnis beim Bonden kritisch beurteilen und sich bewusst machen, dass der Anteil des Bondens nur 10 % des zeitlichen Aufwands beim Legen einer Füllung darstellt [24, 30]. In einer weiteren Studie von Frankenberger et al. zeigten sich ebenfalls bei den vereinfachten Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse Systemen erheblich schlechtere Ergebnisse hinsichtlich der Randadaptation sowie den Haftwerten, als bei den konventionellen Drei-Schritt-Etch-and-Rinse Systemen [29].

Auch wenn Autoren die vereinfachten Self-Etch Systeme häufig als Alternative zu Etch-and-rinse Systemen bezeichnen [6], belegen doch zahlreiche Studien die hervorragenden Haftwerte von konventionellen Etch-and-rinse Systemen und ihre Überlegenheit gegenüber moderneren Systemen [7, 14, 27, 31, 35, 37, 60, 99, 103]. Laut Taschner kann als Nachteil der Self-Etch Systeme gegenüber Etch-and-rinse Systemen ihre reduzierte Fähigkeit an unangeschliffenem Schmelz zu haften, angesehen werden. In seiner Studie konnte er weiterhin belegen, dass bei vorherigem Ätzen der Schmelzoberfläche bei Ein-Schritt-Self-Etch Adhäsivsystemen die Haftfestigkeit erhöht wurde [99]. Auch Frankenberger konnte nachweisen, dass bei separater Schmelzätzung mit Phosphorsäure bei Anwendung von Zwei-Schritt-Self-Etch Adhäsiven die Schmelzhafffestigkeit verbessert wird

[26]. Verglichen mit Zwei-Schritt-Self-Etch und Drei-Schritt-Etch-and-rinse Systemen zeigen die vereinfachten Ein-Schritt-Adhäsivsysteme jedoch die geringste Beständigkeit und das ausgeprägteste Ermüdungsverhalten [8].

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die klinischen Eigenschaften der heute erhältlichen Adhäsive immer weiter verbessert werden und ihr Einsatz klinischen Erfolg verspricht. Die neusten Errungenschaften müssen sich jedoch erst noch durch In-Vivo-Erfolge über mehrere Jahre bewähren und ihre Konkurrenzfähigkeit gegenüber den konventionellen Systemen beweisen [42]. Bedeutend für den dauerhaften Erfolg von gelegten Füllungen ist auch immer die Erfahrung des Behandlers und die regelrechte Anwendung techniksensitiver Adhäsivsysteme [42].

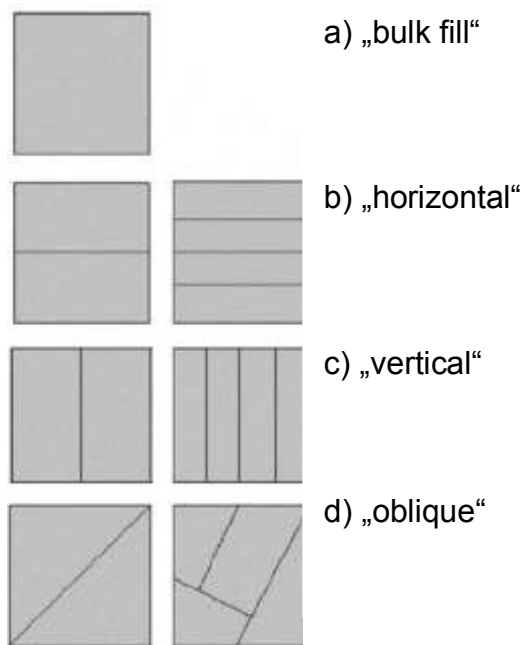
### **2.3 Kompositapplikation**

Neben der richtigen Auswahl des Adhäsivsystems und Kompositmaterials ist für die Langlebigkeit einer Füllung auch die Applikationsweise des Kunststoffes ein weiterer zu berücksichtigender Faktor. Wie bereits erwähnt (vgl. Kapitel 2.1.5), soll die Inkrementtechnik, die im Folgenden erläutert wird, der materialbedingten Polymerisationsschrumpfung bei Kompositen entgegenwirken und dadurch die Haftfestigkeit am Zahn erhöhen.

#### **2.3.1 Schichtmöglichkeiten**

Es bestehen zwei verschiedene Möglichkeiten für die Kompositapplikation, die Bulk-Füllmethode („bulk fill“) und die Inkrementtechnik. Während bei der Bulk-Fülltechnik das Komposit in einer Portion in die komplette Kavität appliziert und polymerisiert wird, ist für die Inkrementtechnik das mehrmalige, schrittweise Schichten und einzelne Aushärten kleinerer Kompositportionen charakteristisch [1, 74, 78, 98]. In der Literatur werden vielfältige Methoden der Inkrementtechnik beschrieben (vgl. Abb. 20), wie z.B. horizontale, schräge und vertikale Inkrementtechniken [78, 89]. Die Haftung der einzelnen Inkremente aneinander erfolgt durch die oberflächliche Sauerstoffinhibitionsschicht, weshalb ihre Entfernung unterlassen werden sollte.

Nach Klaff und Abbas sind Inkremente mit Schichtstärken zwischen 1 und 1,5 mm bei 30 bis 40 Sekunden Lichtpolymerisation ideal für eine optimale Durchhärtung, wohingegen Inkremente über 3 mm die Aushärtungsqualität durch unvollständige Lichtpenetration mindern [54]. Auch Rueggeberg et al. favorisieren eine Inkrementschichtstärke von 2 mm, um eine homogene Durchhärtung zu erlangen [90]. Hinsichtlich der Scherhaftfestigkeit weisen Kompositrestaurationen, welche mit einer Schichtstärke von 5 mm polymerisiert wurden, signifikant schlechtere Werte auf als polymerisierte Restaurationen mit einer Inkrementdicke von 2 mm [87].



**Abb. 20:** verschiedene Möglichkeiten der Inkrementtechnik (b-d) und die Bulk-Technik (a) als Beispiel für eine Klasse I Kavität [73]

### 2.3.2 Einfluss des C-Faktors

Die Polymerisationsschrumpfung mit daraus resultierendem Polymerisationsstress gilt als eine Ursache des scheiternden Haftverbundes einer Kompositfüllung.

Nach Feilzer gibt es verschiedene Denkansätze, den Polymerisationsstress zu minimieren, wie z.B. die Berücksichtigung der Kavitätenkonfiguration und des sogenannten Konfigurationsfaktor (C-Faktor). Dieser ist definiert als das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Kompositoberfläche zur

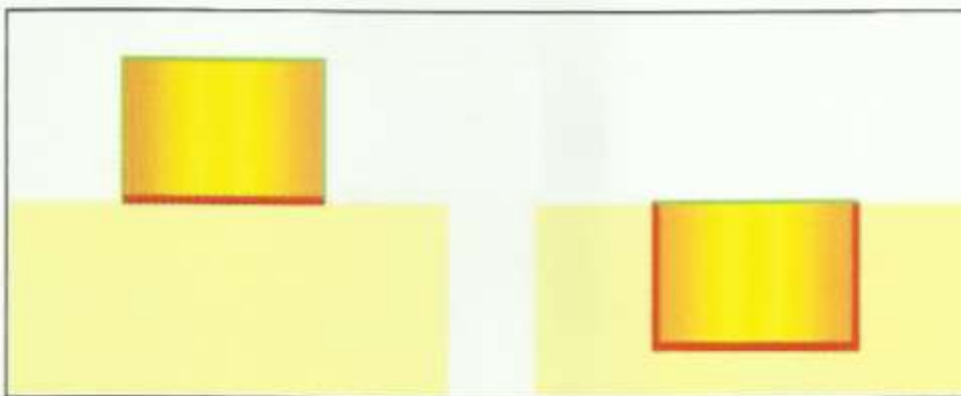
Zahnhartsubstanz [12, 24, 91]. Je höher die Anzahl der freien, ungebundenen Kompositoberflächen des applizierten Inkrements, desto niedriger ist der C-Faktor und der entstehende Polymerisationsstress, da die Polymerisationsschrumpfung hauptsächlich an den ungebundenen Kunststoffoberflächen auftritt [54, 93]. Dieses Phänomen erklärt den Adhäsionserfolg von Klasse IV Restaurationen im Vergleich zu anderen Restaurationsklassen, wie z.B. Klasse I und Klasse V, bei welchen der C-Faktor 5 (max. erreichbarer C-Faktor Wert in klinischen Situationen) beträgt, wodurch ein spannungsreiches Verhältnis entsteht [12].

### Konfigurations-Faktor

$$\text{C-Faktor} = \frac{\text{gebundene Oberfläche}}{\text{freie Oberfläche}}$$

$$= \frac{1}{5} = 0,2$$

$$= \frac{5}{1} = 5$$



**Abb. 21:** schematische Darstellung des C-Faktors, links: 1 Fläche gebunden, 5 ungebunden, rechts: 5 Flächen gebunden, 1 Fläche ungebunden [24, 39]

Wenn wie in der vorliegenden Studie z.B. eine Klasse I Kavität vorliegt und die Bulk-Füllmethode angewendet wird, ergibt sich ein ungünstiger, maximaler C-Faktor, da fünf Flächen an der Kavitätenwand gebunden sind und nur eine freie ungebundene Fläche entsteht (vgl. Abb. 21). Dies schafft eine enorm große Spannung zwischen der Polymerisationsschrumpfung und der Haftung von Komposit am Dentin. Nach Schneider et al. kann der Schrumpfstress durch Anwendung der Inkrementtechnik reduziert

werden, da so das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Fläche verringert wird [36, 55, 74, 93, 102]. Laut Frankenberger liegt in Abb. 21 links eine Dentinhaftung von 47 MPa und rechts von 12 MPa vor, was den enormen Einfluss des C-Faktors demonstriert.

Daraus ergibt sich die Grundregel, das Komposit nicht mit Zahnhartsubstanz einzugrenzen. Eine weitere Möglichkeit, um möglichst viel freie Kompositoberfläche zu schaffen, ist die Applikation des ersten Kompositinkrements, ähnlich wie eine konventionelle Zementunterfüllung, auf den angeschnittenen Dentinkanälchen, die mit der Pulpa in Kontakt stehen [24].

Studien zeigen, dass der C-Faktor eine wichtige Rolle für die Adaptation bei der Kompositapplikation spielt und die Dentinhaftung beeinflusst [74, 91, 102]. Laut Nikolaenko et al. können mit einer geeigneten Schichttechnik gute Haftwerte zum Kavitätenboden mit verringerten Kontraktionsspannungen erreicht werden [73, 102]. Vor allem bei Klasse I Kavitäten ist die Inkrementtechnik mit Schichtstärken um die 1,5 mm für die Verringerung des hohen C-Faktors geeignet und somit für einer Verbesserung der Haftwerte indiziert [36, 54]. Auch Niu et al. sind der Meinung, dass Inkrementtechniken als Hauptfaktor für die Modifizierung für Schrumpfstress weitverbreitet sind [74]. Während die Haftwerte eines Hybridkomposits mit steigendem C-Faktor signifikant abnehmen, bleiben die Haftwerte von Siloranen (vgl. Kapitel 2.1.4.3) laut Studien von El-Sahn vom C-Faktor unbeeinflusst [21].

### 2.3.3 Vor- und Nachteile der Inkrementtechnik

Zahlreiche Studien belegen bei Anwendung der Inkrementtechnik im Vergleich zur Bulk-Füllmethode nach der Polymerisation eine verringerte Randspaltbildung, eine höhere Biegefestigkeit sowie eine reduzierte Höckerdeformation [53, 58, 62, 78, 101-102].

Nach Ritter erlaubt die Applikation kleinerer Kompositsschichten eine verbesserte Kontrolle über das Einbringen und die Polymerisation von jedem einzelnen Inkrement und begünstigt eine gezielt gerichtete Lichtpolymerisation. Zudem wird auf diese Weise die Nachahmung der Farbgebung der natürlichen Zähne mit einzelnen tiefen opaken und oberflächlich transluzenten Schichten ermöglicht [62, 89]. Weiterhin

gewährleistet die Inkrementtechnik eine vollständige Durchhärtung der einzelnen Kompositschichten. Auch Hellwig et al. stellten in Untersuchungen fest, dass die Härte am Kavitätenboden mit Inkrementenschichtstärken von 2 mm größer sind als bei dicken Schichten von 3 mm und dass Polymerisationszeiten von nur 20 Sekunden zu einer schwächeren Polymerisation am Kavitätenboden führen als entsprechend längere. Laut Hellwig nimmt die Härte mit jeder Schicht von der Oberfläche zum Kavitätenboden hin ab [38].

Hinsichtlich der Scherhaftfestigkeit weisen Kompositrestaurationen, welche mit einer Schichtstärke von 5 mm polymerisiert wurden, signifikant schlechtere Werte auf als polymerisierte Restaurationen mit einer Inkrementdicke von 2 mm [87]. Nayif et al.'s Untersuchungen zeigen geringere Haftzugfestigkeitswerte bei der Bulk-Technik Gruppe als bei der Inkrementtechnikgruppe [71].

Nikolaenko et al. zeigen in Untersuchungen, dass für tiefe Klasse I Kavitäten mit großem C-Faktor die horizontale Schichttechnik die vielversprechendsten Haftwerte aufweist und mit steigender Schichtzahl größere Haftwerte erreicht werden. Die vertikale Schichttechnik schneidet im Vergleich schlechter ab [73]. Auch Santhosh et al. untersuchten den Einfluss unterschiedlicher Schichttechniken auf Mikroleakages in Kavitäten mit hohem C-Faktor und kamen aber zu dem Resultat, dass es keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Entstehung von Mikroleakages zwischen den einzelnen Inkrementtechniken gibt [91]. Weitere Studien zeigen ebenfalls, dass die unterschiedlich existierenden Inkrementtechniken keine signifikanten Differenzen hinsichtlich der Randadaptation aufweisen. Die Bulk-Füllmethode weist im Vergleich zu den Inkrementtechniken jedoch in allen Untersuchungen die größten Mikroleakages Werte auf [1, 76]. Auf dieses Ergebnis kommen auch Poskus et al. nach ihrer Studie über den Einfluss der Applikationstechnik auf Mikroleakages bei Kompositrestaurationen [85]. Lopes et al. bestätigen mit ihren Untersuchungen den Vorzug der Inkrementtechnik. Während Restaurationen mit schräger Inkrementtechnik Randspaltbildungen von 6,1 % aufweisen, zeigen mit der Bulk-Methode gefüllte Zähne den dreifachen Prozentsatz (18,7 %) an Randspaltentstehungen und damit eine schlechtere marginale Integrität [61].

Laut Lee et al. führt eine zunehmende Kavitätengröße sowie ein hoher C-Faktor zu einer erhöhten Höckerverformung. Mit Hilfe der Inkrementtechnik kann ihrer Meinung nach eine Reduktion der Höckerdeformation erreicht werden [58]. Auch bei Untersuchungen zur Höckerverformung von Kwon et al. und Park et al. erweist sich die Bulk-Technik den Inkrementtechniken unterlegen. Diese Studien zeigen ähnlich wie andere Untersuchungen keine signifikanten Unterschiede zwischen der horizontalen und schrägen Schichttechnik [57, 78].

Zusammenfassend stellen diese Studien die Überlegenheit der Inkrementtechnik gegenüber der Bulk-Füllmethode hinsichtlich ihrer Haftwerte, der Vermeidung der Entstehung von Mikroleakages und Randspalten dar. Jedoch ist noch unklar, welche der unterschiedlichen Schichttechniken sich am besten bewährt.

Weitere Autoren erläutern in ihren Untersuchungen den Zusammenhang zwischen der Kavitätengröße und der Applikationstechnik auf die Haftfestigkeit von Kompositmaterialien an der Zahnhartsubstanz. He et al. kommen zu dem Resultat, dass in kleinen Kavitäten kein signifikanter Unterschied zwischen der Inkrementtechnik (C-Faktor = 3) und der Bulk-Methode (C-Faktor = 5) besteht, während in großen Kavitäten die Bulk-Methode die niedrigsten Haftwerte ergibt. Nach He besteht der große Vorteil der Inkrementtechnik darin, dass die Volumenschrumpfung während der Polymerisation bei jedem Inkrement durch nachfließendes Komposit von der freien Oberfläche wieder gut kompensiert werden kann und daher bei großen Kavitäten, bei welchen ein großer C-Faktor bedenklich für die Haftung ist, immer indiziert ist [36]. Auch Frankenberger ist der Meinung, dass bei kleinen Kavitäten die Schichttechnik eine untergeordnete Rolle spielt und hier das blasenfreie Einbringen des Materials oberste Priorität hat. Bei mittleren bis großen Kavitäten sollte man jedoch die Schichttechnik (immer unter Berücksichtigung des C-Faktors) bevorzugen [24].

Als Nachteil der Inkrementtechnik ist ihre Techniksensitivität, sowie ihre längere Behandlungsdauer zu nennen [78]. Die Kompositapplikation mit der Bulk-Methode ist wesentlich einfacher und weniger zeitintensiv. Da Silva erörtert in Studien, dass weder die Inkrementtechnik noch die Bulk-Füllmethode in der Lage sind, die Kavität vollständig zu versiegeln und

Randspaltbildungen, welche auf Grund der Polymerisationsschrumpfung zustande kommen, vollständig zu beseitigen [11]. Sensi et al. zeigen in Untersuchungen, dass es hinsichtlich der Randadaptation keine signifikanten Unterschiede zwischen der Applikation mit Inkrementtechnik oder Bulk-Methode gibt. Diese Resultate beziehen sich jedoch nur auf Klasse V Restaurationen [94].

Aus der Literatur geht kein klares Ergebnis bezüglich der Vorteile der Inkrementtechnik auf die Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung von Kompositmaterialien hervor. Es existieren Studien, welche eine Zunahme der Stressentwicklung von restaurierten Zähnen zeigen, die mit der horizontalen oder schrägen Inkrementtechnik gefüllt wurden. Im Vergleich zur Bulk-Methode konnte hier eine stärkere Höckerverformung nachgewiesen werden [1, 93].

Versluis et al. wollten mit ihrer Studie den weitverbreiteten Glauben, dass die Inkrementtechnik den Schrumpfstress reduziere, evaluieren. Ihre Ergebnisse zeigen höhere Polymerisationsschrumpfstresswerte bei Restaurationen mit Inkrementtechniken im Vergleich zu Restaurationen mit der Bulk-Methode und widerlegen somit die allgemeine Überzeugung. So zeigt die Literatur insgesamt uneinheitliche Ergebnisse in Bezug auf die Polymerisationsschrumpfung. Laut Versluis begründet sich die Vorstellung einer reduzierten Polymerisationsschrumpfung bei Anwendung der Inkrementtechnik darauf, dass bei kleinen Schichten ein geringerer Kontakt zur Kavitätenwand besteht und das kleinere Volumen an Material geringere Schrumpfungen produziert. Jedoch sollte seiner Meinung nach die Gesamtschrumpfung aller Inkremente und die Kavitätendeformation bei der kompletten Füllung betrachtet werden. Versluis weist nach, dass sich der Polymerisationsschrumpfstress mit der Anzahl an Inkrementen erhöht [105].

Trotz Uneinigkeiten über den Erfolg der Inkrementtechnik ist diese Methode heutzutage weitverbreitet. Ihr anerkannter Erfolg soll in der vorliegenden Arbeit evaluiert werden.

### 3. Zielsetzung

Ein Problem der Füllungstherapie mit plastischen Kompositmaterialien stellt heute nach wie vor die Polymerisationsschrumpfung der Füllungskomposite mit resultierendem Polymerisationsstress auf die gebondete Zahnoberfläche, trotz großer Verbesserungen in den letzten Jahren, dar. Diese führt zu Kontraktionsspannungen und dadurch zu Mikrorissen, welche in Randspaltenbildungen resultieren können und zu einer verminderten Haftung des Komposits am Dentin führen.

Das Ziel dieser Arbeit ist es, herauszufinden, ob sich die in den 1980er Jahren entwickelte Inkrementtechnik auf die Polymerisationsschrumpfung und somit auf die Haftwerte des Komposit-Dentin-Verbundes positiv auswirkt und die Haftung ggf. verbessert wird.

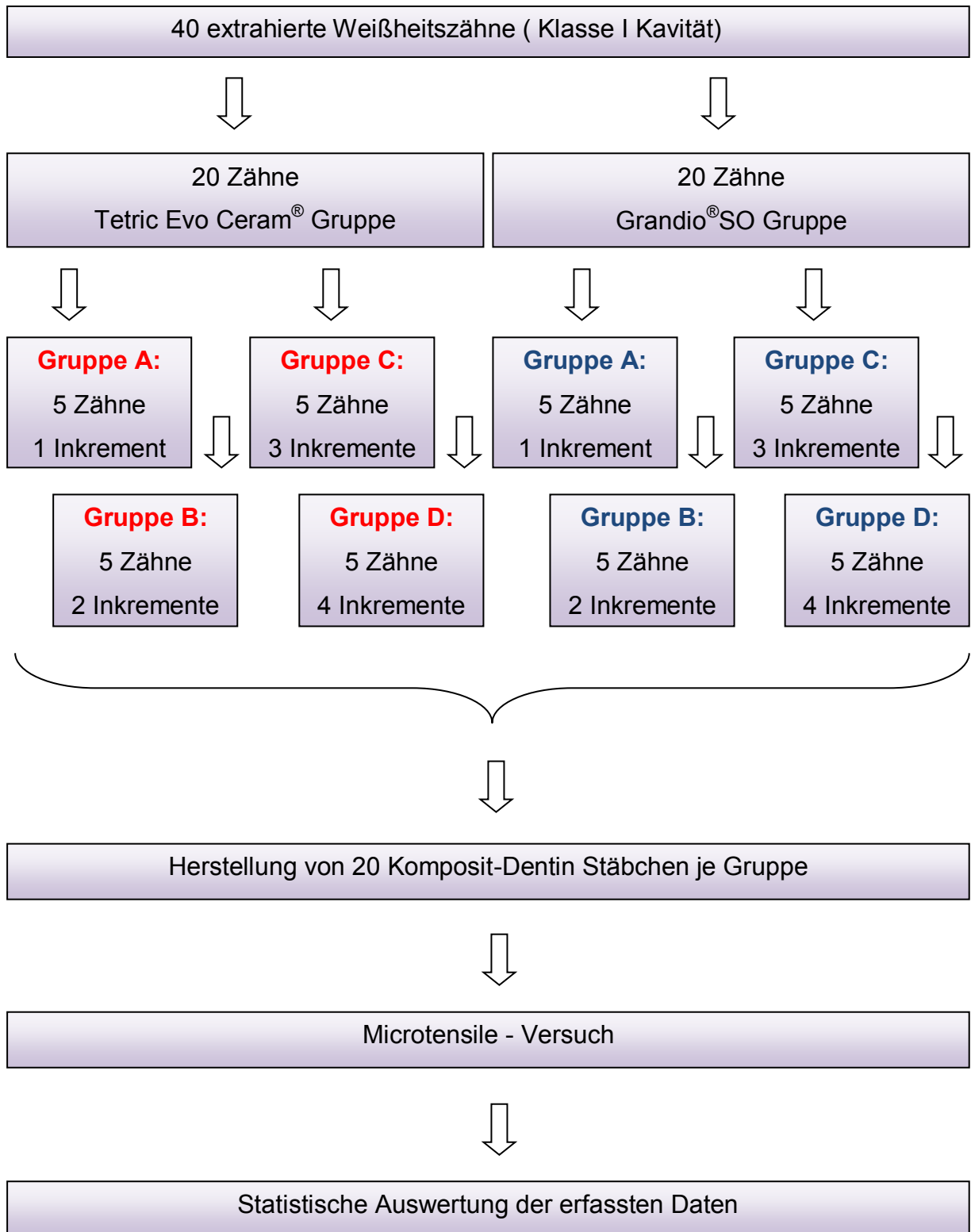
Für die Evaluation der Dentinhaftung wurde das Microtensile-Verfahren verwendet.

Folgende Hypothesen sollten untersucht werden:

1. Es bestehen signifikante Unterschiede bei den Haftwerten des Komposit-Dentin-Verbundes zwischen den mit der Bulk-Methode und den mit der Inkrementtechnik gefüllten Zähne.
2. Je mehr Inkremente in die Kavität eingebracht und einzeln ausgehärtet werden, desto größer sind die Werte für die Bruchkraft des Komposit-Dentin-Verbundes.
3. Es bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen der lange klinisch bewährten Referenzgruppe Tetric Evo Ceram<sup>®</sup> und der neu auf dem Markt erschienenen Grandio<sup>®</sup>SO Gruppe.

## 4. Material und Methode

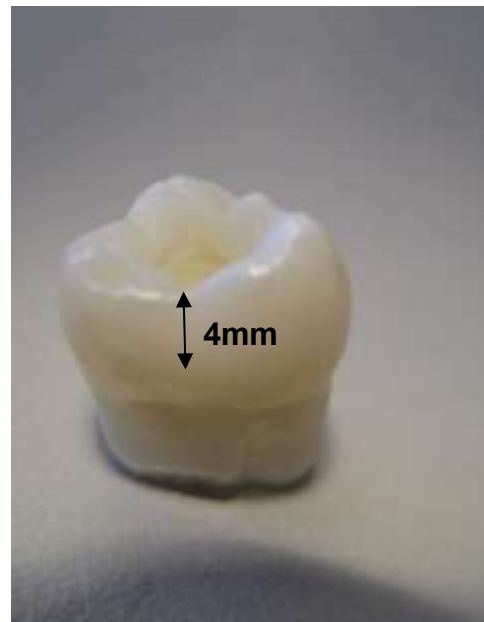
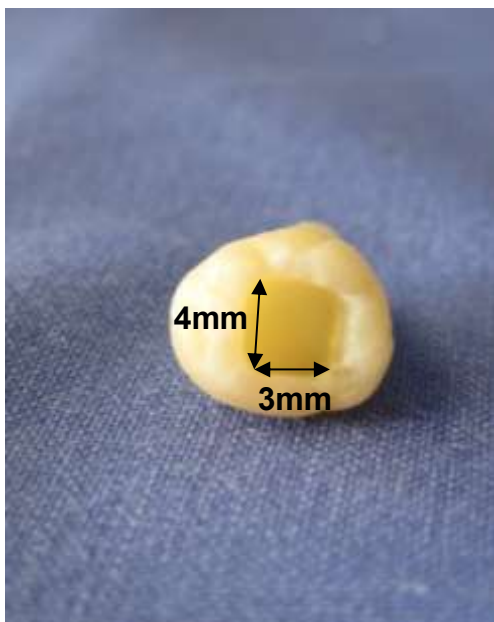
### 4.1 Versuchsstruktur



#### 4.2 Vorbereitung und Präparation der Weisheitszähne

Für die Studie wurden zunächst 40 extrahierte, menschliche dritte Molaren, die sowohl karies- als auch füllungsfrei waren, gesammelt.

Anschließend erfolgte die Säuberung der Zähne von Gewebsresten und Konkrementen mit Handscalern. Die Weisheitszähne wurden bis zu ihrer Verwendung in Thymol bei Zimmertemperatur gelagert. Bei allen Zähnen wurde mit einem roten Winkelstück und einem zylindrischen Diamantschleifer (grüne und rote Diamanten) der Firma Komet unter Wasserkühlung mit langsamer Drehzahl okklusal eine Klasse I Kavität nach Black präpariert und im Anschluss die Kavitätenwände geglättet. Die Ausdehnung betrug mesial-distal 4 mm, vestibulär-oral 3 mm und koronal-apikal 4 mm (vgl. Abb. 22 und 23).



**Abb. 22 und 23:** Ausdehnung der Kavität

Nach der Präparation wurden die Zähne randomisiert in acht Gruppen mit jeweils fünf Zähnen pro Gruppe eingeteilt (vgl. 4.1).

### 4.3 Herstellung der Zahnproben

#### 4.3.1 Erläuterung der verwendeten Füllungskomposite und des Adhäsivsystems

Für die Studie wurde zum einen das Füllungskomposit Tetric EvoCeram<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein) verwendet (vgl. Abb. 24). Es handelt sich hierbei um ein röntgenopakes universelles Nanohybridkomposit mit einer durchschnittlichen Füllergröße von < 550 nm und einer durch interne Studien belegten Polymerisationsschrumpfung von 1,7 Vol.-%. Aufgrund der geringen Schrumpfung besteht laut Hersteller eine geringe Belastung des adhäsiven Verbundes.

Bei der Anwendung von Tetric EvoCeram<sup>®</sup> sollte nach Herstellerangaben die Kavität zunächst mit Reinigungspaste und Wasser gesäubert und anschließend getrocknet werden. Danach erfolgt die Konditionierung und Applikation des gewählten Haftvermittlers nach Gebrauchshinweis. Für ein bestmögliches Füllungsergebnis empfiehlt der Hersteller Schichtstärken von max. 2 mm bzw. 1,5 mm in die Kavität einzubringen. Die Aushärtung erfolgt mit Licht der Wellenlänge im Bereich von 400 – 500 nm für jeweils 10 Sekunden bei allen Farben. Tetric EvoCeram<sup>®</sup> ist durch einen speziellen Zusatz im Photoinitiatorsystem lange modellierbar, da die Empfindlichkeit gegenüber Umgebungslicht herabgesetzt ist.

| Bestandteile   | Mengenangabe in Gewichts-% |
|--|----------------------------|
| Monomermatrix: Dimethacrylate                                      | 17-18                      |
| Füllstoffe: Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, Präpolymer | 82-83                      |
| Additive   | <1                         |
| Katalysatoren  | <1                         |
| Stabilisatoren   | <1                         |
| Pigmente   | <1                         |

**Tabelle 1:** Inhaltsstoffe und Zusammensetzung von Tetric EvoCeram<sup>®</sup> [45]

Bei dem zweiten für die Studie verwendeten Komposit (vgl. Abb. 24) handelt es sich um ein universelles röntgenopakes Nanohybrid Füllungsmaterial namens Grandio®SO (Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland).

Der Hersteller verspricht durch den hohen Füllstoffgehalt von 89 Gew.-% und den dadurch geringen Harzanteil eine niedrige Polymerisationsschrumpfung von 1,61 Vol.-%, wodurch sich Grandio®SO im Vergleich mit anderen Kompositen hinsichtlich der Volumenschrumpfung in der Spitzengruppe befindet. Weiterhin wird mit einer hohen Lichtbeständigkeit, einfacher Hochglanzpolitur und dauerhaft glatten Oberflächen geworben.

Bei der Anwendung sollte nach Herstellerangaben die Kavität nach der Säuberung mit Reinigungspaste getrocknet und vor Aufbringen des Adhäsivs gut trockengelegt werden. Als Adhäsiv eignen sich alle konventionellen lichthärtenden Schmelz-Dentinbonds. Auch hier empfiehlt der Hersteller für ein optimales Füllungsergebnis Schichtstärken von max. 2 mm Dicke zu applizieren. Die Aushärtungszeit mit einer handelsüblichen LED-/Halogenlampe beträgt je nach Farbauswahl zwischen 10 und 40 Sekunden.

Im Vergleich mit Tetric EvoCeram® zeigt Grandio®SO bei einer Studie aus dem Jahr 2010 von Frankenberger et al. hervorragende Anwendungseigenschaften.

| <b>Bestandteile</b>                                     | <b>Mengenangabe in Gewichts-%</b> |
|---|-----------------------------------|
| Monomermatrix: BisGMA, BisEMA,<br>TEGDMA                | 10                                |
| Füllstoffe: Glaskeramik, Siliziumdioxid<br>Nanopartikel | 89                                |
| Katalysatoren: Kampferchinon                            | < 1                               |
| Stabilisatoren: Butylhydroxytoluol                      | < 1                               |
| Pigmente: Eisenoxid, Titandioxid                        | < 1                               |

**Tabelle 2:** Inhaltsstoffe und Zusammensetzung von Grandio®SO [44]

Als Adhäsivsystem wurde iBond® Total Etch (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) verwendet (vgl. Abb. 24). Es handelt sich hierbei um ein modernes Bondingsystem der 5. Generation, d.h., dass nach dem Ätzen von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure nur noch eine Flasche, die gleichzeitig die Aufgaben von Primer und Bonding Agent erfüllt, angewendet werden muss. Es wird auch als Zwei-Schritt-Etch-and-rinse Bondingsystem bezeichnet. Laut Herstellerangaben bietet das Produkt durch das Ätzen sowohl von Schmelz als auch von Dentin hohe Haftwerte und eine hohe Randqualität und soll durch Priming und Bonding in einem Arbeitsschritt ein einfaches, zeitsparendes Handling in der Praxis garantieren.

Nach dem Ätzen (vom Hersteller wird hierfür iBOND® Etch empfohlen) wird das Ätzgel abgespült und die Kavität im Anschluss mit Luft trocken geblasen. IBond® Total Etch wird dann mit einem weichen Einwegpinsel zunächst auf den Schmelz und dann auf das Dentin appliziert, wobei nur eine Schicht benötigt wird. Nach einer Einwirkzeit von 15 Sekunden und anschließendem Verblasen sollte die Oberfläche glänzend erscheinen. Andernfalls ist ein wiederholtes Auftragen erforderlich. Zum Abschluss erfolgt eine mindestens 20 Sekunden andauernde Lichthärtung mit einem Halogen- oder LED-Lichtgerät. Danach sollte das Füllungsmaterial sofort in die Kavität eingebracht werden.

| <b>Bestandteile</b> | <b>Mengenangabe in %</b> |
|---------------------|--------------------------|
| Ethanol             | 25-50                    |
| Methacrylate        | 10-25                    |
| Füllstoffe          | 0-5                      |
| Photoinitiatoren    | 0-5                      |
| Glutaraldehyd       | 0-5                      |
| weitere             | >10                      |

**Tabelle 3:** Inhaltsstoffe des Adhäsivsystems iBond® Total Etch [43]



**Abb. 24:** von links nach rechts: Zahnproben, Microbrush, Adhäsivsystem (Email Preparator und iBond® Total Etch), Komposit (Grandio® SO und Tetric Evo Ceram®), Kompositpistole

#### 4.3.2 Legen der Füllungen

Alle acht Gruppen wurden vor Einbringen des plastischen Füllungsmaterials mit Email Preparator und iBOND® Total Etch nach den Herstellerangaben vorbehandelt.

Bei dem Email Preparator (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) handelt es sich um eine 37 %ige Phosphorsäure zur Schmelzätzung und Dentinkonditionierung. Das Phosphorsäure-Ätzel wurde mit einem Microbrush zunächst selektiv auf den Schmelz aufgetragen und anschließend gleichmäßig auf dem Dentin verteilt („Total Etch“-Technik). Nach einer Einwirkzeit von 15 Sekunden erfolgte dann das Abspülen des Ätzelgels mit Wasser für 20 Sekunden und anschließend das Trockenpüsten der Kavität mit Luft, so dass ein kreidig-weißes Ätzmuster erkennbar war. Nun kam bei allen Zähnen das Adhäsiv iBond® Total Etch zur Anwendung. Nach der Entnahme mit einem Microbrush wurde das Adhäsiv einmal auf den Schmelz aufgetragen und anschließend auf das Dentin. Nach 15 Sekunden Einwirkzeit wurde es verblasen. Wichtig war, dass nun eine glänzende Oberfläche sichtbar wurde. Sonst musste der Vorgang wiederholt werden.

Im Anschluss erfolgte die Lichtpolymerisation mit einer Polymerisationslampe (Elipar TM 2500 Halogen Curing Light, 3M Espe) für 40 Sekunden.

Jeweils vier Gruppen erhielten als Füllungsmaterial das Komposit Tetric EvoCeram<sup>®</sup>, die anderen vier Gruppen wurden mit dem Komposit Grandio<sup>®</sup>SO gefüllt. Jede Kompositgruppe wurde nochmals in vier Untergruppen unterteilt (vgl. Abbildung 4.1), wobei in jeweils fünf Zähne sowohl bei der Tetric EvoCeram<sup>®</sup> Gruppe als auch bei der Grandio<sup>®</sup>SO Gruppe nur ein Inkrement (Gruppe A rot und blau) mit einem Heidemannspatel und einem Kugelstopfer in die Kavität eingebracht und anschließend für 40 Sekunden ausgehärtet wurde. In weitere fünf Zähne der beiden Kompositgruppen wurden zwei Inkremente (Gruppe B rot und blau) eingebracht und jeweils für 40 Sekunden lichtpolymerisiert. Die restlichen Zähne wurden dann jeweils mit drei (Gruppe C rot und blau) und vier (Gruppe D rot und blau) in die Kavität eingebrachten und einzeln lichtpolymerisierten Inkrementen gefüllt. Eine anschließende Ausarbeitung und Politur war für diese Studie nicht notwendig.

Die gefüllten Zähne wurden vor der Weiterbearbeitung ein halbes Jahr in destilliertem Wasser bei Raumtemperatur aufbewahrt.

### 4.3.3 Erläuterung der IsoMet 1000 Präzisionssäge

Die Zahnproben wurden mit der Präzisionssäge IsoMet1000 der Firma Buehler (Lake Bluff, Illinois, USA) hergestellt (vgl. Abb. 25).

Für eine qualitativ hochwertige Präparation muss, vor allem bei spröden Materialien wie Dentin, ein extrem schonendes Trennverfahren angewandt werden. Mit einer Gleitlastaufgabe von bis zu 500 g und regelbarer Schneidgeschwindigkeit bis 975 U/min lässt sich das Diamantsägeblatt genau der Präparationsaufgabe anpassen. Um den Wärmeeinfluss durch die Reibung zwischen Diamantpartikel und Probe so gering wie möglich zu halten, was eine ungewollte Veränderung des Gefüges zur Folge hätte, sollte nach Herstellerangaben stets mit einer speziellen Kühlflüssigkeit gekühlt werden.



**Abb. 25:** Verwendeter IsoMet 1000 Präzisionstrennschneider

### 4.3.4 Sägen von Scheiben und Stäbchen

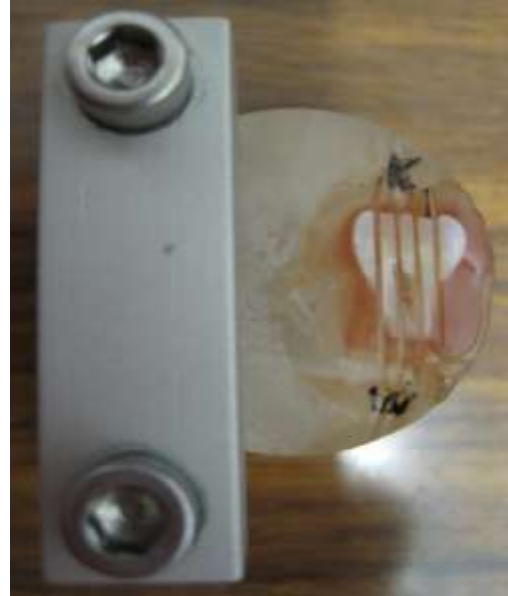
Zum Einspannen der Zähne in den Probenarm dienten Blöcke aus Kunststoff (Technovit 7200 VLC, Heraeus Kulzer GmbH, Deutschland), die zunächst im wissenschaftlichen Labor der Zahnklinik hergestellt wurden. Auf diese Kunststoffblöcke wurden die zuvor von ihrer Wurzel abgetrennten Zahnkronen mit Supradent-Wachs (Oppermann, Pfungstadt, Deutschland) befestigt und in den Probenarm fest eingespannt.

Mit Hilfe des Probeneinstellknopfes wurde die Position der Zahnprobe so platziert, dass die Säge den ersten Schnitt exakt durch die Zahnhartsubstanz-Komposit Grenze zog. In dieser Position wurde die numerische Anzeige auf der Kontrolltafel auf null zurückgesetzt. Um den Abschluss des Trennens festzulegen, erfolgte vor jedem Sägeschnitt die Einstellung des Justierknopfes, so dass die Säge immer automatisch nach Durchtrennen des Zahnes stoppte. Die Geschwindigkeit wurde sowohl für das Sägen der Scheiben als auch für das Sägen der Stäbchen auf 150 U/min festgestellt, bei einer Gewichtbelastung von 150-200 g. Nach jedem Sägeschnitt wurde der Probeneinstellknopf so verstellt, dass die Zahnprobe um 1,2 mm nach rechts bzw. links verschoben wurde und man nach jedem Durchgang pro Zahn ca. drei bis vier Scheiben erhielt.

Im Anschluss erfolgte das Sägen von Stäbchen aus den hergestellten Scheiben. Hierzu wurde jeweils eine Scheibe auf dem Kunststoffblock festgewachst (vgl. Abb. 26). Der Vorgang funktionierte nach dem gleichen Prinzip. Alle Einstellungen blieben gleich.



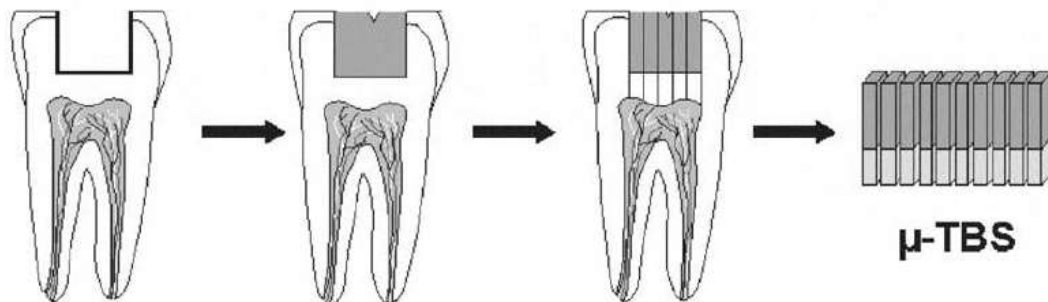
**Abb. 26:** festgewachste Scheibe



**Abb. 27:** gesägte Stäbchen

Durch die eingestellte Sägedistanz von 1,2 mm und die Sägeblattstärke von 0,3 mm ergab sich eine Dicke der Stäbchen von 0,9 mm (vgl. Abb. 27).

Die Stäbchen wurden nun vorsichtig mit einer heißen Sonde vom Wachs abgeschwemmt und in destilliertem Wasser gesammelt. Ziel war es, zwanzig Stäbchen pro Gruppe zu erhalten (vgl. Abb. 28).



**Abb. 28:** schematische Darstellung der Herstellung der Dentin-Komposit Stäbchen bei hohem C-Faktor und anschließendem „microtensile bond strength test“ ( $\mu$ -TBS) nach Nikolaenko [73]

#### 4.4 Microtensile-Untersuchung

##### 4.4.1 Erläuterung der Kleinlast-Prüfmaschine MTD-500

Für die dieser Dissertation zu Grunde liegenden Versuchsergebnisse wurde das Modell MTD-500, eine Spezialzugprüfmaschine der Firma SD Mechatronik (Feldkirchen-Westerham, Deutschland), verwendet (vgl. Abb. 29).



**Abb. 29:** Microtensile-Versuch

Laut Herstellerangaben handelt es sich hierbei um eine Prüfmaschine, deren beweglicher Probenhalter sich um bis zu 50 mm mittels einer spielfrei angetriebenen Kugelspindel auf der Längsachse der Maschine verfahren lässt. Die über einen weiten Bereich von 0,05 bis 150 mm/min einstellbare Verfahrgeschwindigkeit, die extrem hohe Messauflösung von 0,5  $\mu\text{m}$  und eine sehr gute Reproduzierbarkeit der Kraftmessungen von 0,05 % des Messwertes tragen dazu bei, dass dieses Gerät für Mikro-Zugversuche am Dentin-Komposit-Verbund prädestiniert ist. Zudem kann eine maximale Zugkraft von bis zu 500 N eingestellt werden, was jedoch in der erfassten Messreihe bei weitem nicht notwendig war.

Aus den vielfältigen zur Verfügung stehenden Auswerteprogrammen der Software, wie beispielsweise der Aufzeichnung des Kraft-Weg-Diagramms, wurde die Darstellung der Bruchkraft gewählt, welche sofort nach der Probenfraktur angezeigt wurde. Aus den oben angegebenen Daten lässt sich

neben der zufälligen Verteilung der Messwerte eine generelle Messabweichung des jeweiligen Wertes berechnen. Eine detaillierte Erläuterung erfolgt jedoch im Kapitel 6. Diskussion.

### 4.4.2 Bestimmung der Komposit-Dentin Haftwerte

Für die Evaluation der Dentinhaftung wurde die oben erläuterte Kleinlast-Prüfmaschine MTD-500 verwendet. Nach vorherigem Vermessen der Stäbchen zu Ermittlung ihrer Klebefläche, wurden diese jeweils an ihrem Dentin- und an ihrem Kompositende mit Klebewachs Deiberit 502 (SILADENT Dr. Böhme und Schöps GmbH, Goslar, Deutschland) in horizontaler Richtung an der Abzugvorrichtung befestigt (vgl. Abb. 30).



**Abb. 30:** eingespannte festgewachsene Probe vor dem Start des Microtensile - Versuchs



**Abb. 31:** frakturierte Probe nach dem durchgeführten Microtensile - Test

Mit einer eingestellten Verfahrensgeschwindigkeit von 1 mm/min und einer max. Kraft von 50 Newton erfolgte nun der Zugversuch. Nachdem die Probe an ihrer Dentin-Komposit-Klebefläche frakturierte (vgl. Abb. 31), stoppte die Maschine den Vorgang und die Bruchkraft in Newton konnte im Computer abgelesen werden.

Der Quotient aus der durch die Maschine ermittelten Bruchkraft in Newton und der zugrunde liegenden Querschnittsfläche des Stäbchens in mm<sup>2</sup> gibt die Haftung der Dentin-Komposit-Verbindung in MPa an. Bei der Querschnittsfläche des Stäbchens kann man durch die vorher eingestellten Sägedistanzen im Durchschnitt von einem Wert von ca. 0,81 mm<sup>2</sup> ausgehen.

#### 4.5 REM-Untersuchung

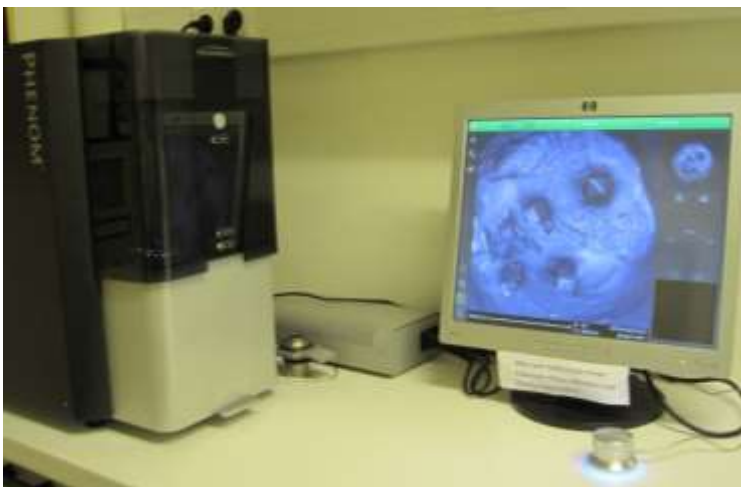
Um die Versagensart nach dem Microtensile-Test zu analysieren, wurde die Dentinoberfläche einiger Proben jeder Gruppe exemplarisch im Rasterelektronenmikroskop beurteilt (vgl. Abb. 34). Hierfür wurden die Proben zunächst mit einer Palladium-Gold Legierung besputtert (Edwards Sputter Coater S150B, Ilbenstadt) (vgl. Abb. 32 und 33). Die aus den Proben hervorgegangenen rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen sowie deren Analyse sind in Kapitel 6. Diskussion ersichtlich.



**Abb. 32:** Sputter Coater S150B



**Abb. 33:** besputterte Proben



**Abb. 34:** Arbeitsplatz am Rasterelektronenmikroskop (Phenom<sup>TM</sup>, LOT-QuantumDesign GmbH, Darmstadt, Deutschland)

## 5. Ergebnisse

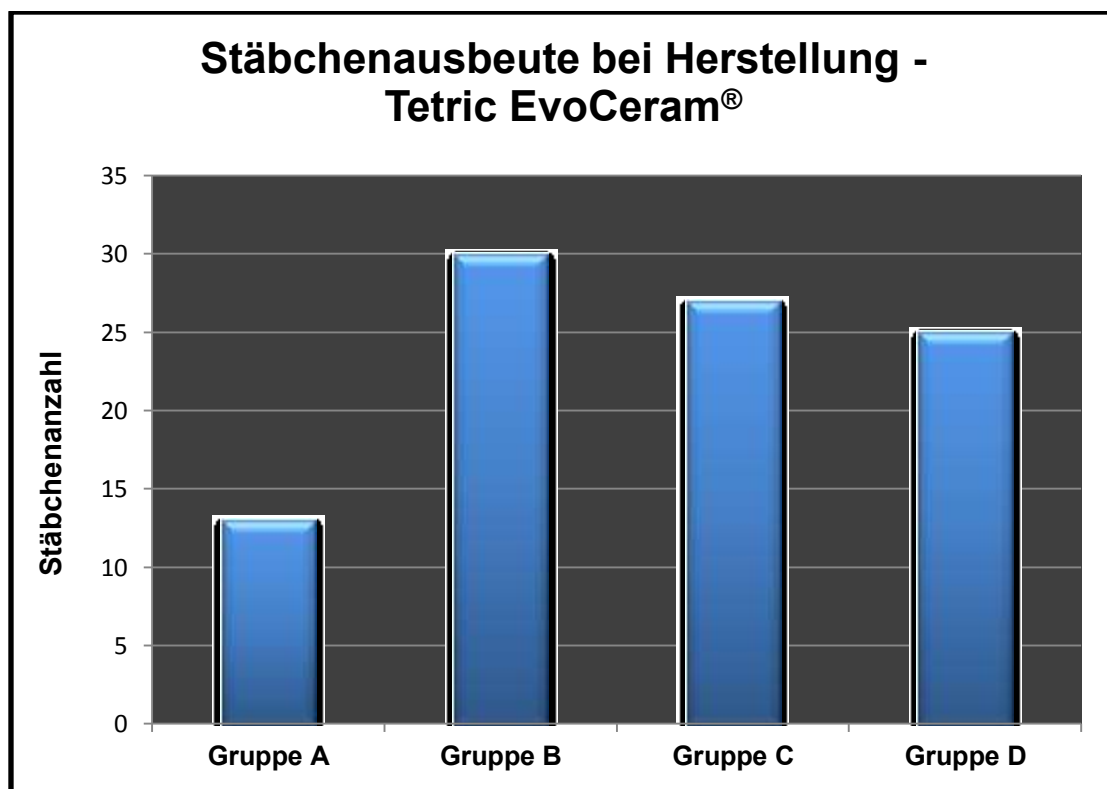
### 5.1 Methodik der statistischen Auswertung

Die Parameter Dentinhaftung und Bruchkraft werden anhand von Mittelwert, Standardabweichung, Minimal- und Maximalwerten, aufgeteilt nach den unterschiedlichen Füllungskompositen und Schichttechniken, in Balkendiagrammen graphisch dargestellt.

Das Signifikanzniveau wurde auf einen Wert von  $\alpha = 0,05$  festgelegt.

### 5.2 Komposit-Dentin-Stäbchen

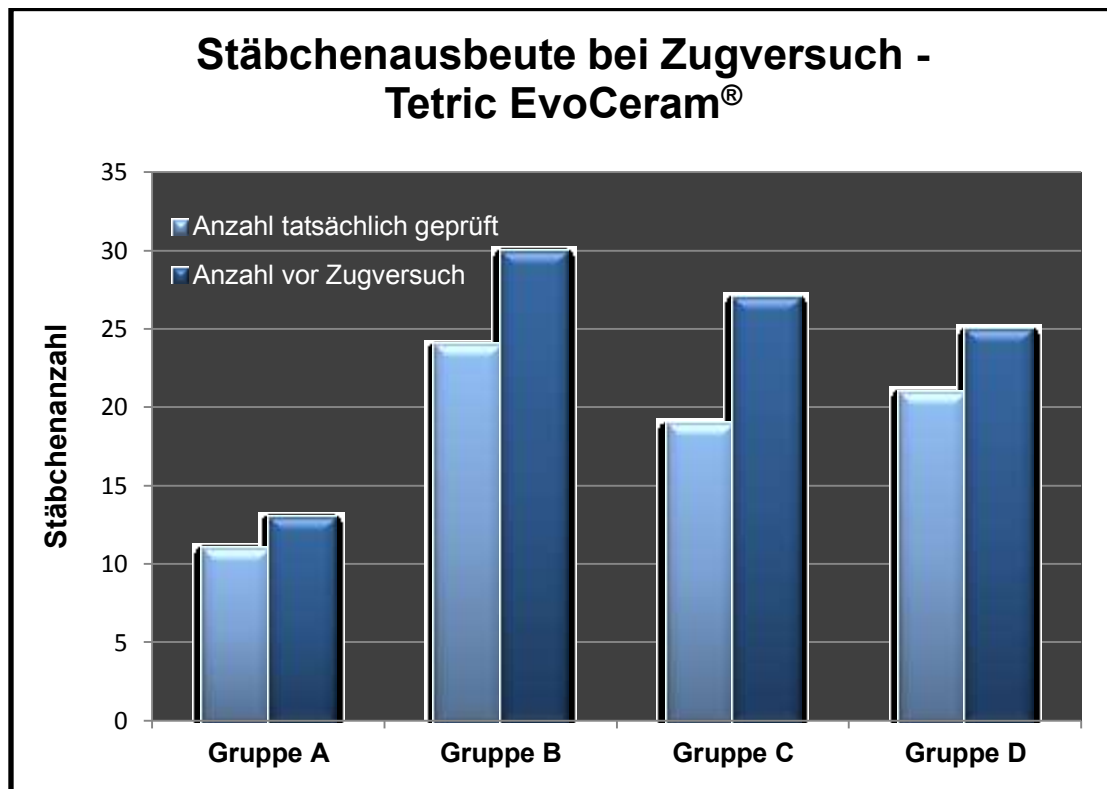
Die Grundlage des Versuches bestand in der Herstellung von ca. 20 Komposit-Dentin-Stäbchen pro Gruppe mit jeweils 0,9 mm Breite und somit identischer Querschnittsfläche, um möglichst gleiche Voraussetzungen für die Bestimmung der Haftwerte des Komposit-Dentin-Verbundes zu gewährleisten.



**Diagramm 1:** Stäbchengewinn nach dem Sägen der Komposit-Dentin-Stäbchen der Gruppen A bis D von Tetric EvoCeram®

Bei der Kompositgruppe Tetric EvoCeram® (vgl. Diagramm 1) gelang es bei Gruppe A nicht, 20 Stäbchen zu erhalten. Lediglich 13 Stäbchen blieben für den Microtensile-Versuch übrig, der Rest zerbrach bereits beim Sägen und wurde als Nullwert gezählt. Bei den Gruppen B (30 Stäbchen), C (27 Stäbchen) und D (25 Stäbchen) wurden nach dem Zufallsprinzip jeweils 20 Stäbchen ausgewählt.

Die eigentliche Anzahl der in die Bewertung eingeflossenen Stäbchen ist im Folgenden (vgl. Diagramm 2) dargestellt. Die Graphik verdeutlicht, dass nochmal ein Großteil der Stäbchen beim Einspannen in die Microtensile Maschine zerbrach.

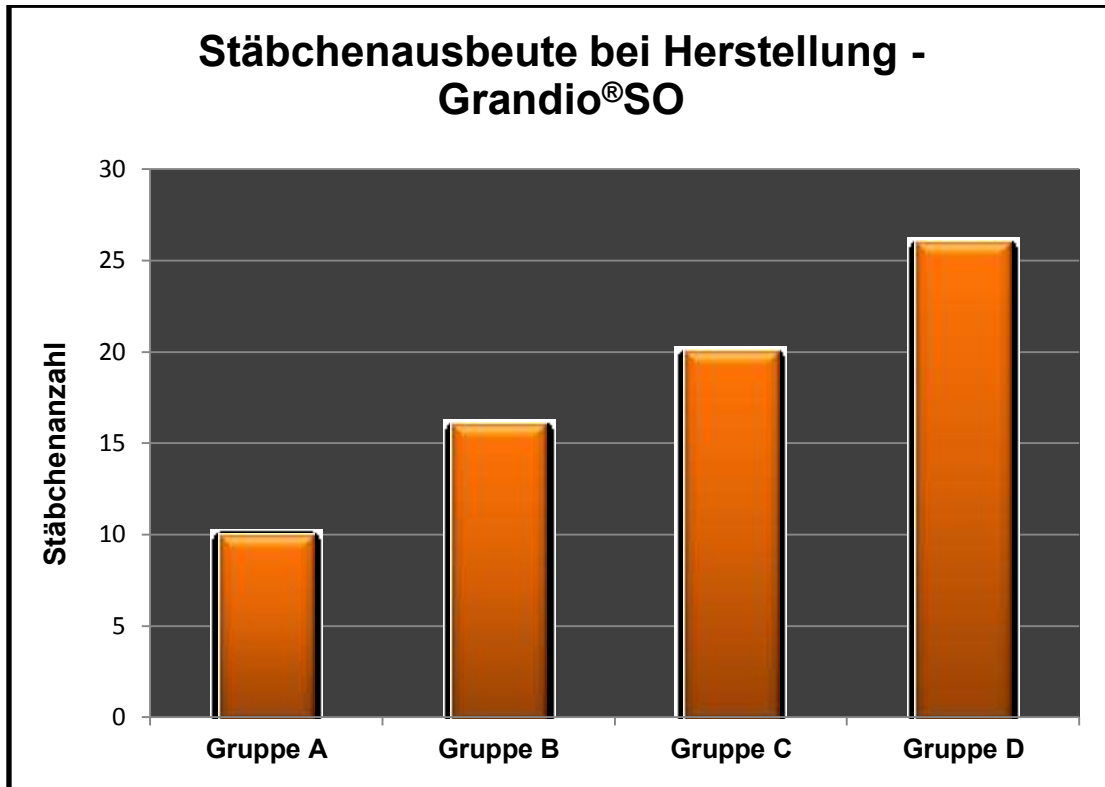


**Diagramm 2:** Darstellung des tatsächlichen in die Bewertung eingeflossenen Stäbchengewinns

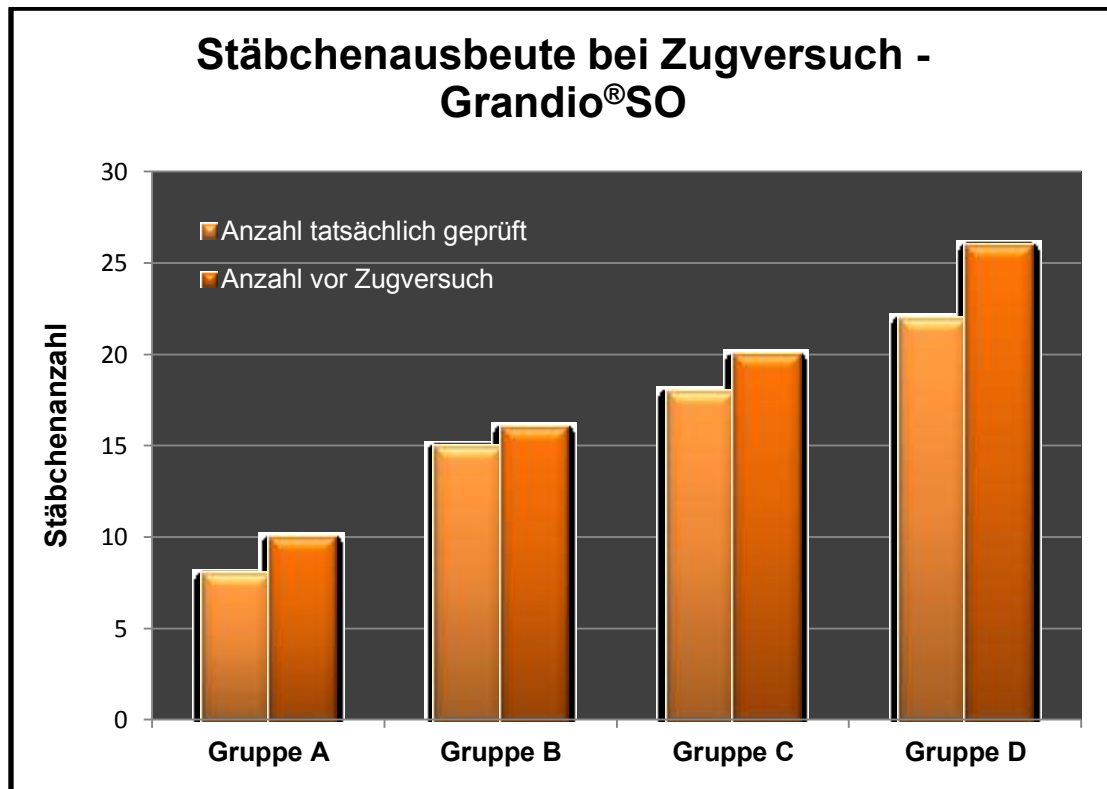
Bei der Kompositgruppe Grandio®SO (vgl. Diagramm 3) konnten sowohl bei Gruppe A (10 Stäbchen) als auch bei Gruppe B (16 Stäbchen) nicht die gewünschte Menge von 20 Stäbchen erreicht werden. Auch hier zerbrach der Rest der Stäbchen bereits beim Sägen und wurde als Nullwert gezählt. Gruppe C ergab genau 20 Stäbchen für den Microtensile-Versuch und bei

Gruppe D (26 Stäbchen) wurden 20 Stäbchen nach dem Zufallsprinzip ausgewählt.

Auch bei der Grandio<sup>®</sup>SO Gruppe gab es beim Einspannen in die Microtensile Maschine noch einige Stäbchenverluste (vgl. Diagramm 4).



**Diagramm 3:** Stäbchengewinn nach dem Sägen der Komposit-Dentin-Stäbchen der Gruppen A bis D von Grandio<sup>®</sup>SO



**Diagramm 4:** Darstellung des tatsächlichen in die Bewertung eingeflossenen Stäbchengewinns

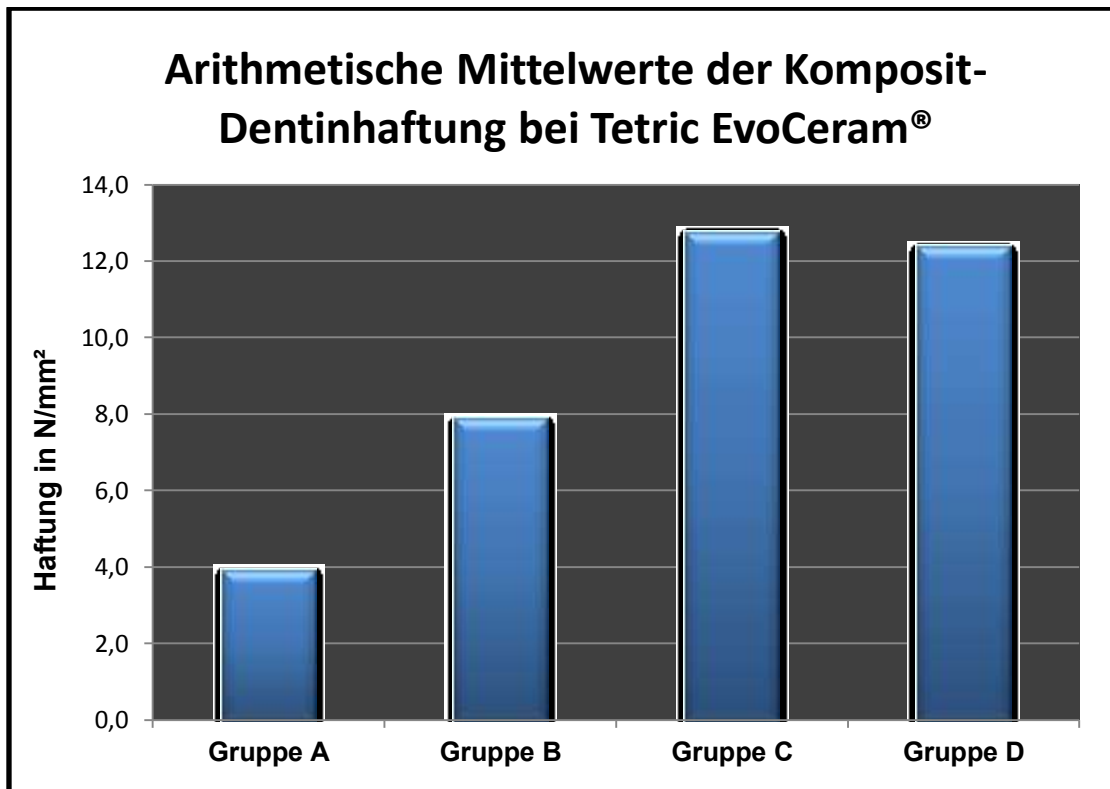
### 5.3 Überprüfung der Hypothese 1

„Es bestehen signifikante Unterschiede bei den Haftwerten des Komposit-Dentin-Verbundes zwischen den mit der Bulk-Methode und den mit der Inkrementtechnik gefüllten Zähne.“

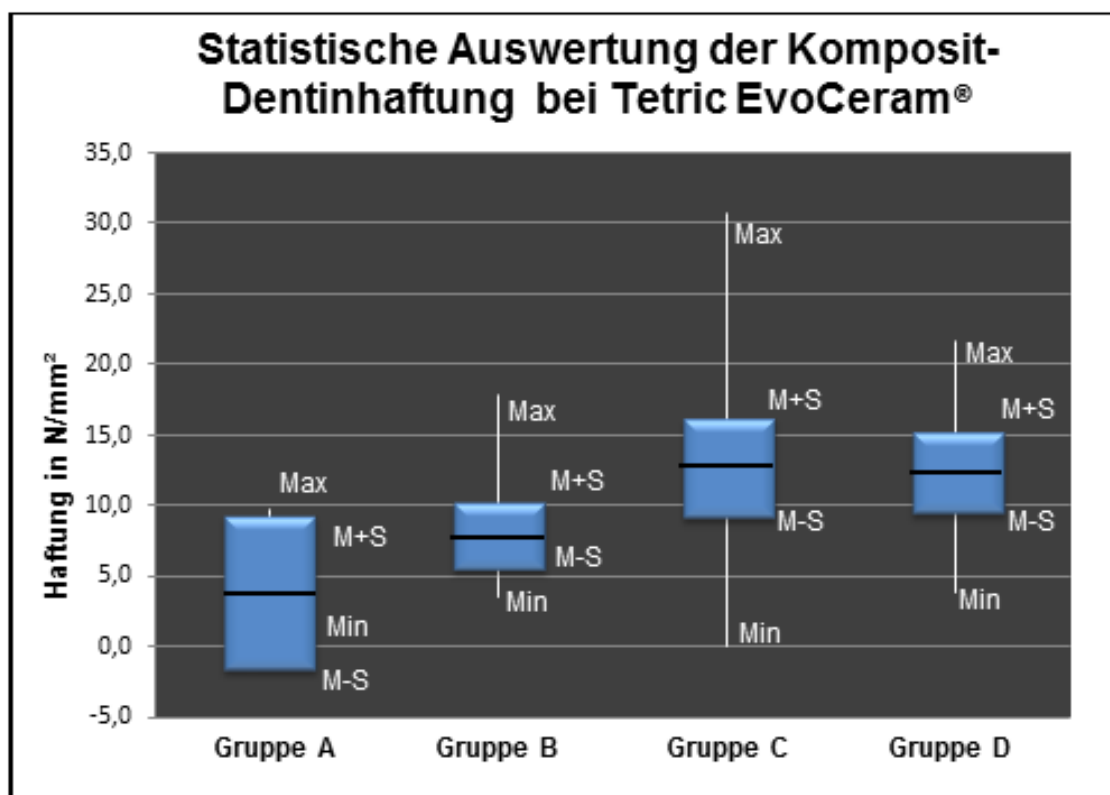
Die erste Hypothese konnte sowohl bei der Tetric EvoCeram® Gruppe als auch bei der Grandio®SO Gruppe bestätigt werden.

#### 5.3.1 Haftwerte des Komposit-Dentin-Verbundes bei Tetric EvoCeram®

Während die Komposit-Dentinhaftwerte bei den nach der Bulk-Methode gefüllten Zähnen (vgl. Gruppe A) einen Mittelwert von 3,9 N/mm<sup>2</sup> aufweisen, steigen die Komposit-Dentinhaftwerte bei den mit der Inkrementtechnik gefüllten Zähnen (vgl. Gruppen B bis D) signifikant an ( $p < 0,05$ ). So ergaben sich hier Mittelwerte zwischen 7,9 und 12,4 N/mm<sup>2</sup> (vgl. Diagramm 5 und 6).



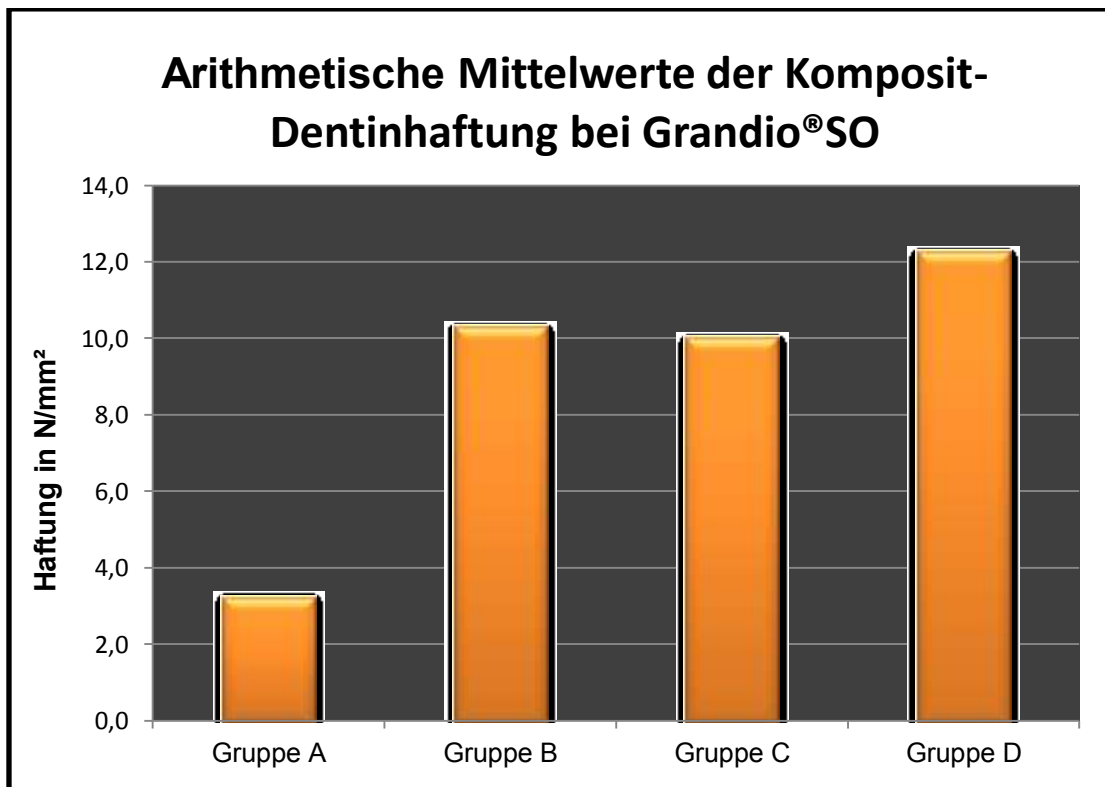
**Diagramm 5:** Vergleich der Mittelwerte der Dentinhaftung der Gruppen A bis D von Tetric EvoCeram®



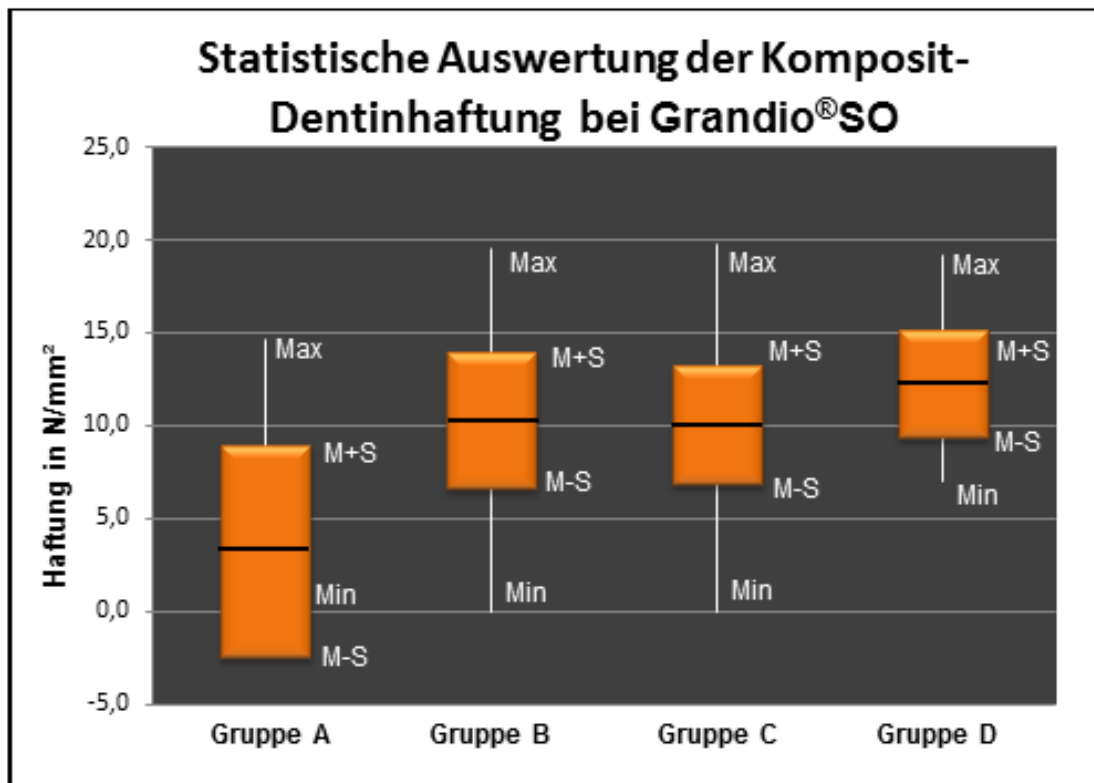
**Diagramm 6:** Vergleich der Mittelwerte, Standardabweichungen, Minimal- und Maximalwerte der Dentinhaftung der Gruppen A bis D von Tetric EvoCeram®

5.3.2 Haftwerte des Komposit-Dentin-Verbundes bei Grandio<sup>®</sup>SO

Auch hier erkennt man einen signifikanten Unterschied ( $p < 0,05$ ) zwischen den nach der Bulk-Methode gefüllten Zähnen (vgl. Gruppe A) mit einem Mittelwert von  $3,3 \text{ N/mm}^2$  und den mit der Inkrementtechnik restaurierten Zähnen (vgl. Gruppen B bis D) mit Mittelwerten zwischen  $10,3 \text{ N/mm}^2$  und  $12,3 \text{ N/mm}^2$  (vgl. Diagramm 7 und 8).



**Diagramm 7:** Vergleich der Mittelwerte der Komposit-Dentinhaftung der Gruppen A bis D von Grandio<sup>®</sup>SO



**Diagramm 8:** Vergleich der Mittelwerte der Komposit-Dentinhaftung der Gruppen A bis D von Grandio®SO mit Standardabweichung, Minimal- und Maximalwerten

## 5.4 Überprüfung der Hypothese 2

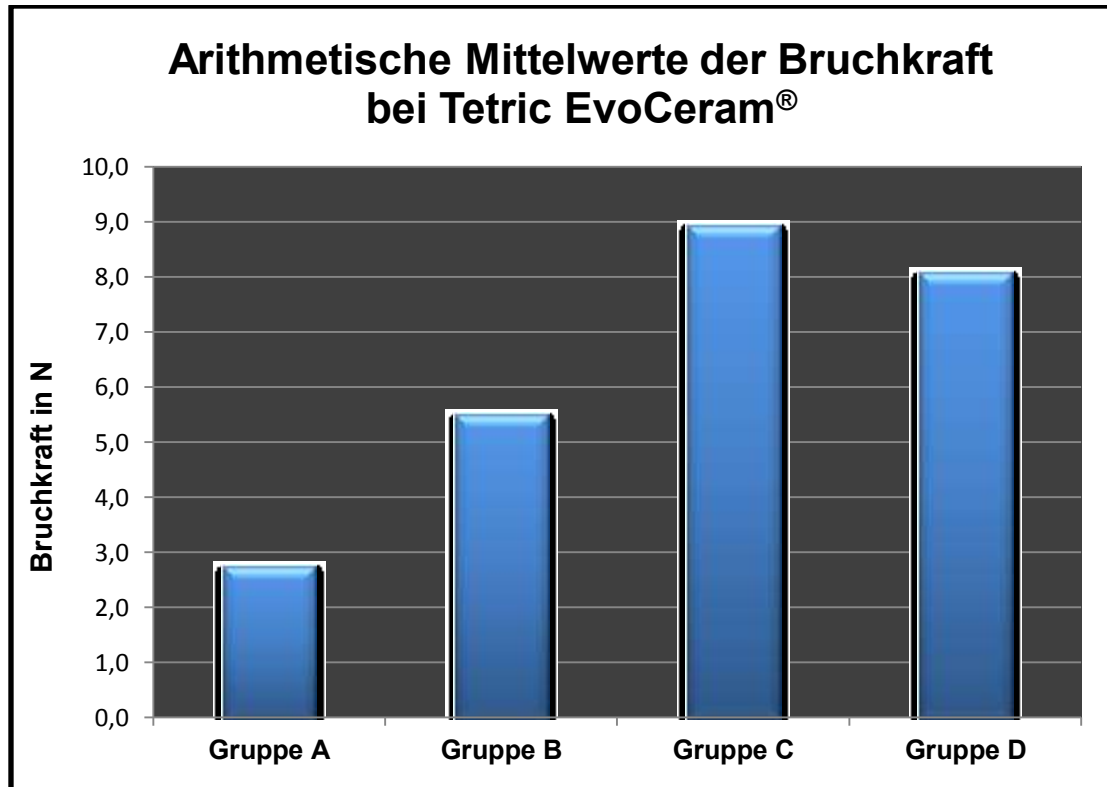
„Je mehr Inkremente in die Kavität eingebracht und einzeln ausgehärtet werden, desto größer sind die Werte für die Bruchkraft des Komposit-Dentin-Verbundes.“

### 5.4.1 Bruchkraft des Komposit-Dentin-Verbundes bei Tetric EvoCeram®

Die zweite Hypothese konnte mit der Tetric EvoCeram® Gruppe bis auf eine minimale Abweichung bestätigt werden (vgl. Diagramm 9).

Die Bruchkraft für ein in die Kavität eingebrachtes Inkrement (vgl. Gruppe A) liegt im Durchschnitt bei 2,75 N, während zwei in die Kavität eingebrachte Inkremente (vgl. Gruppe B) eine signifikante Steigerung der Bruchkraft auf durchschnittlich 5,52 N zeigen. Bei drei in die Kavität eingebrachten Inkrementen (vgl. Gruppe C) ergibt sich eine weitere signifikante Steigerung der Bruchkraft auf durchschnittlich 8,95 N.

Lediglich die Schichtung mit vier Inkrementen (vgl. Gruppe D) zeigt mit einer durchschnittlichen Bruchkraft von 8,08 N keinen nennenswerten Unterschied zur Schichtung mit drei Inkrementen.

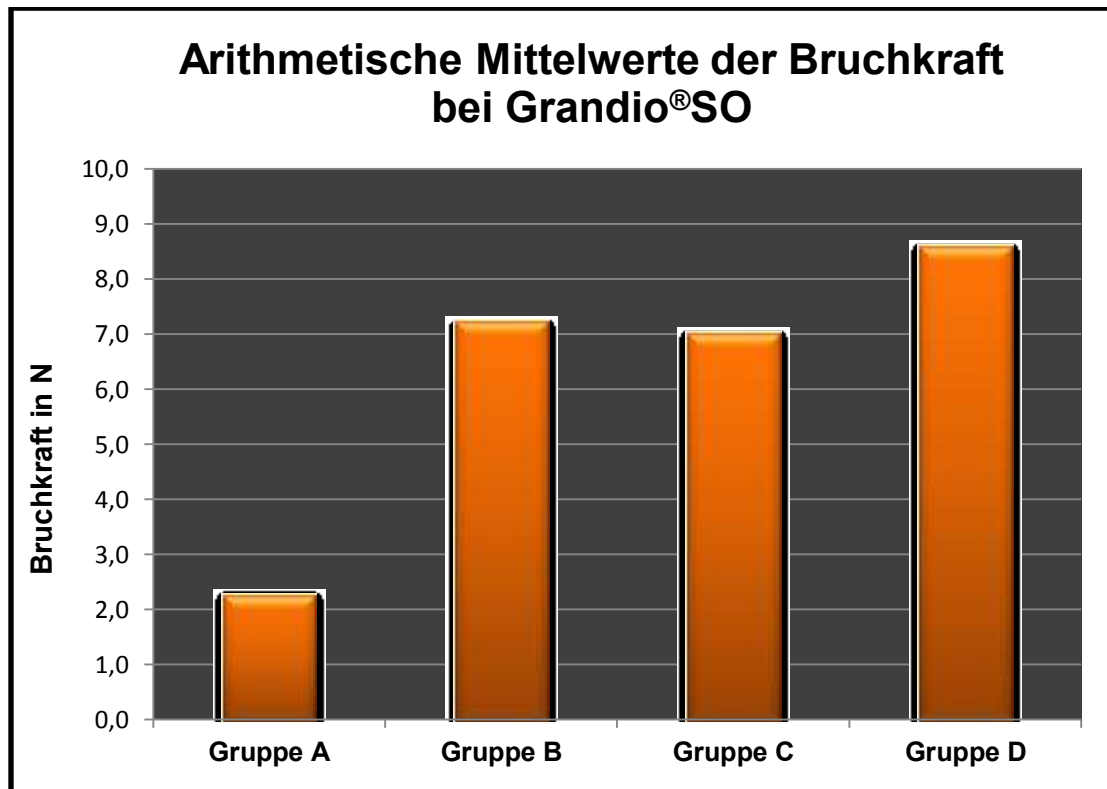


**Diagramm 9:** Darstellung der Mittelwerte der Bruchkraft der Gruppen A bis D von Tetric EvoCeram®

#### 5.4.2 Bruchkraft des Komposit-Dentin-Verbundes bei Grandio®SO

Die zweite Hypothese kann auch bei der Grandio®SO Gruppe teilweise bestätigt werden (vgl. Diagramm 10).

Die Bruchkraft für ein in die Kavität eingebrachtes Inkrement (vgl. Gruppe A) beträgt im Durchschnitt 2,28 N und zeigt somit einen signifikant kleineren Wert im Vergleich zu zwei in die Kavität eingebrachten Inkrementen (vgl. Gruppe B), wo eine Bruchkraft von 7,24 N gemessen werden kann. Die Gruppe C mit drei in die Kavität eingebrachten Kompositschichten weist keinen signifikanten Unterschied zur Gruppe B mit zwei Schichten auf. Hier beträgt die Bruchkraft 7,03 N (vgl. Gruppe C), während bei vier in die Kavität eingebrachten Inkrementen eine geringe nicht signifikante Erhöhung der Bruchkraft auf 8,61 N (vgl. Gruppe D) festzustellen ist.



**Diagramm 10:** Darstellung der Mittelwerte der Bruchkraft der Gruppen A bis D von Grandio®SO

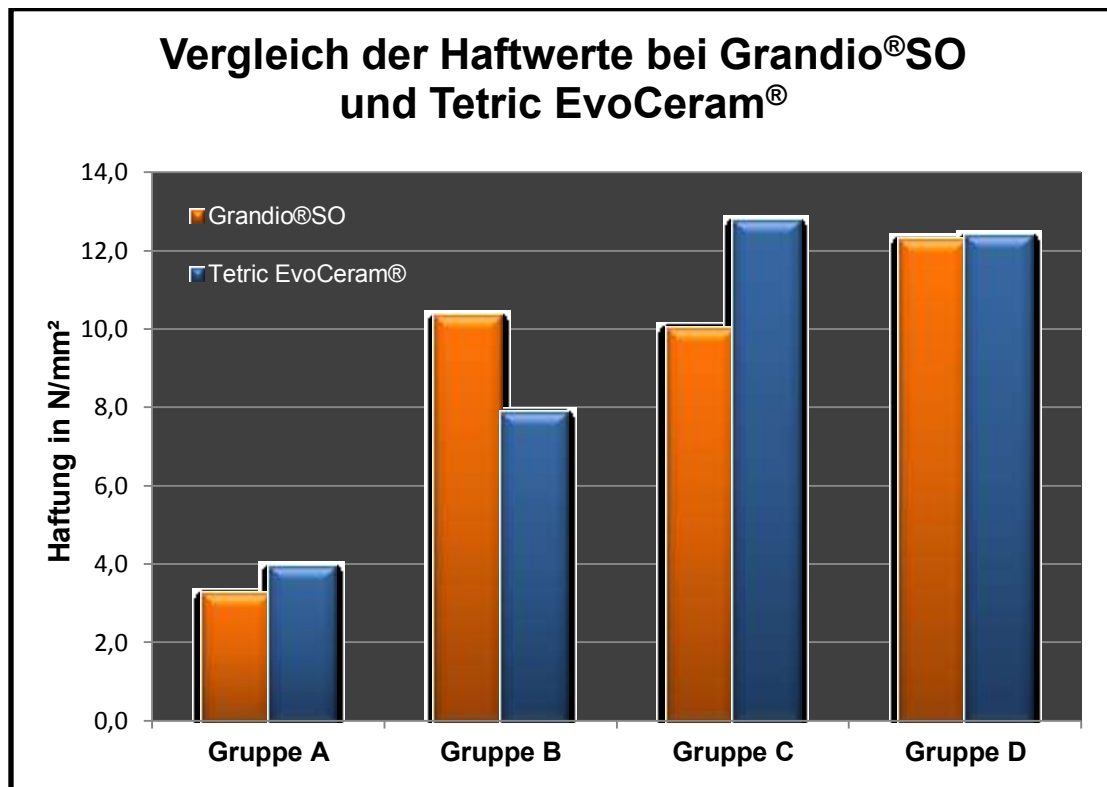
Insgesamt ist die Erhöhung der Bruchkraft mit steigender Inkrementanzahl bei der Tetric EvoCeram® Gruppe deutlicher.

### 5.5 Überprüfung der Hypothese 3

„Es bestehen keine signifikanten Unterschiede zwischen der lange klinisch bewährten Referenzgruppe Tetric EvoCeram® und der neu auf dem Markt erschienenen Grandio®SO Gruppe.“

Die dritte Hypothese (vgl. Diagramm 11) konnte teilweise bestätigt werden. Bei Anwendung der Bulk-Methode (vgl. Gruppe A) lässt sich zwischen den beiden Kompositen bezüglich der Dentinhaftwerte kein signifikanter Unterschied erkennen ( $p > 0,05$ ). Ebenso besteht bei Anwendung der Inkrementtechnik mit vier Schichten (vgl. Gruppe D) kein signifikanter Unterschied ( $p > 0,05$ ).

Bei Einsatz der Inkrementtechnik mit zwei Schichten (vgl. Gruppe B) erkennt man eine signifikante Steigerung ( $p < 0,05$ ) der Haftwerte bei Grandio<sup>®</sup>SO (10,3 N/mm<sup>2</sup>) im Vergleich zu Tetric EvoCeram<sup>®</sup> (7,9 N/mm<sup>2</sup>). Die Anwendung der Inkrementtechnik mit drei Schichten (vgl. Gruppe C) zeigt hingegen eine signifikante Steigerung ( $p < 0,05$ ) der Haftwerte von Tetric EvoCeram<sup>®</sup> (12,8 N/mm<sup>2</sup>) verglichen mit Grandio<sup>®</sup>SO (10 N/mm<sup>2</sup>).



**Diagramm 11:** Vergleich der Komposit-Dentin-Haftwerte von Tetric EvoCeram<sup>®</sup> und Grandio<sup>®</sup>SO

Zusammenfassend lässt sich bis auf die beschriebenen Unterschiede bei zwei und drei Inkrementen insgesamt kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Kompositen feststellen.

## 6. Diskussion

### 6.1 Material und Methode

Um die Haftkraft von Kompositmaterialien zu Dentin zu bestimmen, werden in In-vitro-Studien verschiedene Materialien und Methoden angewendet. Dadurch entstehen Lagerungs-, Substrat-, Adhäsivsystem-, Komposit- und Testmethodenvariablen. In der Literatur wird über eine Standardisierung dieser verschiedenen Variablen diskutiert, da ansonsten kein direkter Vergleich der Untersuchungen realisierbar ist.

Dies wurde bei diesem Versuchsaufbau durch Anwendung standardisierter, häufig verwendeter Methoden berücksichtigt, um eine Vergleichbarkeit zu anderen Studien zu gewährleisten. Im Folgenden werden die für diese Studie verwendeten Materialien und Methoden diskutiert und mit anderen Möglichkeiten verglichen.

#### 6.1.1 Weisheitszähne als Versuchsgrundlage

Für die Studie wurden kariess- und füllungs freie, menschliche dritte Molaren verwendet, da diese ein Standardsubstrat für präklinische Untersuchungen darstellen [70] und somit einen Vergleich mit anderen Untersuchungen ermöglichen. In vivo liegen bei Füllungsindikation jedoch zumeist bereits restaurierte, kariöse oder abradierete Zähne mit Zahnhartsubstanzverlust vor, welche sklerotisches Dentin enthalten. Bedenken sollte man hierbei, dass sklerotisches Dentin schwerer ätzbar ist als normales Dentin, da hier die Dentintubuli mit Kalziumphosphat-Whitlockit-Kristallen gefüllt sind und somit die Haftwerte verringert werden. Generell sind die Haftwerte bei gesundem Dentin höher, als bei kariösem Dentin [108].

Dritte Molaren sind nach Bouillaguet et al. besonders gut für Untersuchungen geeignet, da sie hoch permeables Dentin enthalten. Jedoch weisen nicht eruptierte Molaren eine höhere Permeabilität als eruptierte, vollständig ausgereifte Molaren auf. Auch zeigen sie eine große Variabilität hinsichtlich ihrer Dentinstruktur und Zusammensetzung. Das Sammeln von Weisheitszähnen für Studien erweist sich aber als praktisch, da diese Zähne ausreichend verfügbar sind [7].

Zähne für Studien entstammen meistens vom Menschen oder vom Rind. Rinderzähne können nach Krifka et al. und Reis et al. als gute Alternative zu humanen Zähnen bei Haftungsstudien angesehen werden [56, 88]. Bouillaguet et al. sind jedoch der Ansicht, dass sich Rinderdentin nicht als idealer Ersatz für menschliches Dentin in Dentinhaftungsstudien eignet [7]. Auch Mobarak et al. berichten über menschliche extrahierte Zähne als meistverwendetes Substrat für Dentinhaftungsevaluationen [70]. Untersuchungen von Titley et al. stellen signifikant höhere Dentinhaftwerte bei humanen Zähnen im Vergleich zu Rinderzähnen fest [100].

Yassen et al. weisen wiederum auf die Nachteile der Verwendung humaner Zähne hin. Zum Beispiel ist das Alter des Zahnes meistens nicht mehr nachvollziehbar, so dass größere Messschwankungen bei den Ergebnissen resultieren können und die Zähne sind meistens schlechter Qualität, da sie aufgrund starker kariöser Läsionen entfernt wurden. Auch müssen die Infektionsgefahr und der ethische Aspekt berücksichtigt werden. Bei Rinderzähnen fallen diese Nachteile weg, jedoch sind ihre chemischen Eigenschaften sowie ihre Struktur nicht identisch mit menschlichen Zähnen. Yassen et al.'s Recherche in aktuellen Studien zeigt uneinheitliche Ergebnisse hinsichtlich dem Ersatz von Rinderzähnen für humane Zähne in Haftkraftuntersuchungen [107].

Für die hier vorliegende Studie wurden gezielt gesunde, humane Weisheitszähne, welche als Standardvariante gelten, ausgewählt und in einem geeigneten Lösungsmittel desinfiziert (vgl. Kapitel 6.1.2). Das Alter und der genaue Extraktionszeitpunkt des Zahnes waren unbekannt, weshalb altersbedingte Strukturunterschiede vorliegen können. Durch die randomisierte Aufteilung auf die acht Gruppen ergibt sich jedoch innerhalb jeder Gruppe eine gemischte Zusammenstellung. Die Molaren erhielten alle gleich dimensionierte Kavitätengrößen (vgl. Kapitel 4.2), um die Haftwerte der Proben gut miteinander vergleichen zu können.

### 6.1.2 Lagerungsmedium

Um die kontaminierten Zähne im feuchten Milieu aufzubewahren, werden Lösungsmittel benötigt. Es existiert eine Vielzahl antibakterieller Lösungen, um Zähne, welche für Studien zur Haftfestigkeit verwendet werden, zu lagern.

Beispiele sind Thymol, Formalin, Chloramin T, Methanol und Glutaraldehyd. Da eine Desinfektion der kontaminierten Zähne empfehlenswert ist, ergibt sich die Frage, ob Lagerungsmedien die Haftfestigkeitswerte jedoch möglicherweise beeinflussen. Destilliertes Wasser zeigt keinen Einfluss auf die Haftfestigkeit, ist aber auch nicht desinfizierend. Nach Mobarak et al. haben die Lagerungsmedien keinen signifikanten Einfluss auf die Haftwerte des Komposits zur Zahnhartsubstanz beim Microtensile-Versuch [70].

Laut Städtler stehen die Dentinhaftwerte beim Microtensile Versuch im direkten Zusammenhang mit der Lagerungsdauer. Je länger die Lagerungsdauer, desto höher werden die Haftwerte [96].

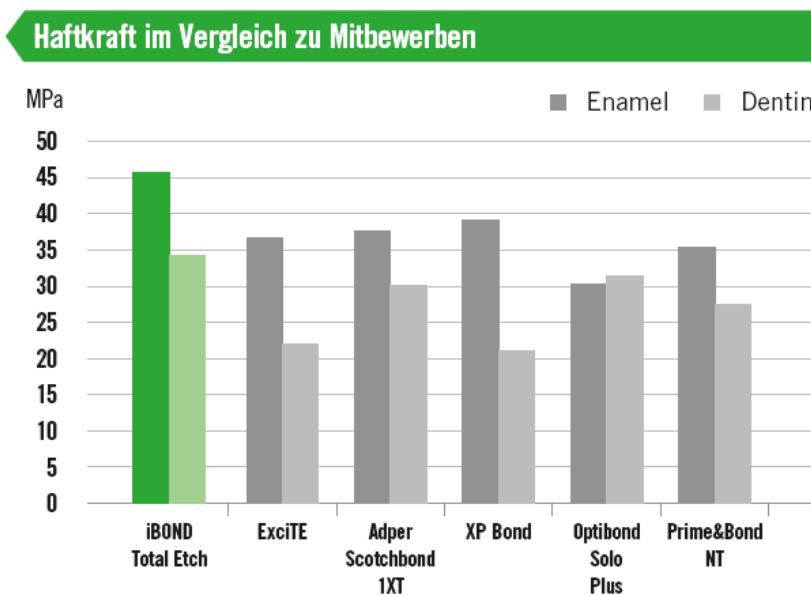
In der vorliegenden Untersuchung wurden die Zähne ein halbes Jahr in Wasser gelagert, um die Hydrolysephänomene der Kontaktflächenkomponenten, welche in vivo als Haupteinflussfaktor der Beständigkeit gelten [13], nachzuahmen. In dieser Studie wurden die Zähne zunächst in Thymol gesammelt, um ein bakterielles Wachstum zu verhindern und im Anschluss an die Präparation in destilliertem Wasser als neutrales Medium gelagert.

### 6.1.3 Adhäsivsystem und Füllungskomposite

Das Adhäsivsystem bildet die Grundlage der entstehenden Verankerung des Komposits am Dentin und hat somit wesentlichen Einfluss auf die Dentinhaftwerte.

Studien zur Evaluation der Dentinhaftung sind meistens In-vitro-Untersuchungen, da In-vivo-Untersuchungen sehr zeitintensiv und teuer sind. Jedoch gelten klinische Untersuchungen für eine exakte Beurteilung des Adhäsivsystems als Goldstandard, da unter Laborvoraussetzungen nicht alle intraoralen Bedingungen berücksichtigt werden können. Problematisch ist hierbei, dass interessante Ergebnisse aus klinischen Langzeitstudien getesteter Adhäsive erst dann auftauchen, wenn das Adhäsivsystem auf dem sich rasch entwickelnden Dentalmarkt nicht mehr erhältlich ist. Aus diesem Grund sind Kliniker auf präklinische In-vitro-Untersuchungen angewiesen, um das klinische Verhalten vorhersagen zu können [30]. Bei Vergleichsstudien von In-vitro- und In-vivo-Untersuchungen von de Munck et al. schneiden Adhäsive mit schlechter Performance unter Laborbedingungen auch klinisch schlecht ab [13].

Das in dieser Studie verwendete Adhäsivsystem der fünften Generation iBond® Total Etch gehört zur Gruppe der Zwei-Schritt-Etch-and-rinse Adhäsive (vgl. Kapitel 2.2.2.5 und 4.3.1). Laut Herstellerangaben gewährleistet dieses auf Nanofüllern basierende Adhäsiv hervorragende Haftwerte an Schmelz und Dentin (vgl. Abb. 36) und schneidet auch im Vergleich mit anderen Adhäsivsystemen gut ab [43]. Die ZMK berichtet über hervorragende Haftwerte von 25,7 bis 27,3 MPa für Schmelz und Dentin, welche das US-Journal REALITY Now nach Untersuchungen veröffentlichte [47]. Auch das unabhängige amerikanische Testinstitut „The Dental Advisor“ bestätigt die hervorragende Qualität von iBond® Total Etch. So erhält es die Auszeichnung als „TOP 5th Generation Bonding Agent“ und wird in der Liste der „Preferred Products 2012“ registriert [48].



Quelle: Heraeus Kulzer GmbH, F&E Bondings Wehrheim

**Abb. 36:** Darstellung der Haftkraft von iBond® Total Etch

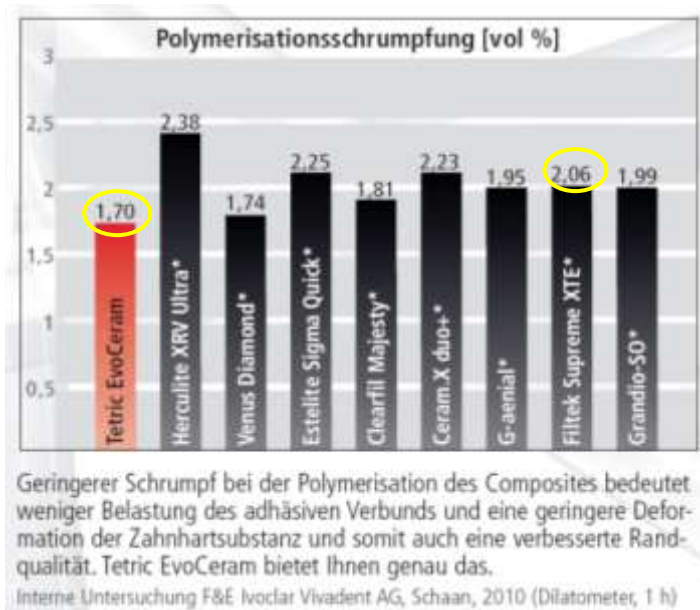
Da die Fragestellung in der vorliegenden Studie anhand der Dentinhaftung evaluiert wurde, wurde das Adhäsivsystem iBond® Total Etch aufgrund seiner positiven Bewertungen hinsichtlich seiner Haftkraft ausgewählt. Yesilyurt und Buluca verglichen die Haftwerte von Etch-and-rinse und Self-Etch Adhäsiven mit dem Microtensile Verfahren und beobachteten signifikante höhere Haftwerte bei der Etch-and-rinse Gruppe [109]. De Munck et al. erörtern, dass

Drei-Schritt-Etch-and-rinse Systeme die Haftkraft von Zwei-Schritt-Adhäsiven und Self-Etch-Systemen jedoch übertreffen [13]

iBond® Total Etch wurde in der vorliegenden Studie sowohl bei der Tetric EvoCeram® Gruppe, als auch bei der Grandio®SO Gruppe durchgängig verwendet. Aus diesem Grund lassen sich die Haftwerte der mit der Bulk Methode und der mit der Inkrementtechnik gefüllten Proben gut miteinander vergleichen.

Viele Kliniker erreichen unterschiedliche Dentinhaftwerte trotz Applikation des gleichen Adhäsivsystems. Deshalb kann die nicht regelrechte Anwendung nach Herstellerangaben das Haftverhalten beeinflussen und sollte gut eingehalten werden [28]. Bei allen Gruppen wurde das Adhäsiv iBond® Total Etch nach Herstellerangaben einheitlich dünn aufgetragen. Jedoch erforderten manche Proben das Auftragen einer zweiten Schicht, um die geforderte glänzende Oberfläche zu erzielen. Nach Ghassemieh sollte man bedenken, dass die Dicke des aufgetragenen Adhäsivs im Zusammenhang mit der Haftkraft steht und diese mit zunehmender Adhäsivdicke abnimmt. Ergebnisse ihrer Studie zeigen eine Zunahme des Stresses an der Kontaktfläche bei dicken Adhäsivschichten [33].

Die in der vorliegenden Studie verwendeten Füllungskomposite Tetric EvoCeram® und Grandio®SO gehören zur Gruppe der Nanohybridkomposite und zeichnen sich durch einen hohen Füllstoffgehalt mit niedriger Polymerisationsschrumpfung aus (vgl. Kapitel 2.1.4.4 und 4.3.1). Bei wissenschaftlichen internen Untersuchungen der Herstellerfirmen hinsichtlich der Polymerisationsschrumpfung schneiden jeweils die eigenen Komposite am besten ab (vgl. Abb. 37 und 38). Nach Herstellerangaben zeigen beide Komposite hervorragende Eigenschaften im Seitenzahnggebiet. Durch die niedrige Polymerisationsschrumpfung wird der adhäsive Verbund weniger belastet [45-46]. Daher eignen sich diese Komposite gut zur Dentinhaftungsevaluation. Tetric EvoCeram® konnte sich durch gute Resultate in 5-Jahres-Studien bereits klinisch bewähren und findet in vielen Studien als Referenzkomposit Verwendung (101 Studien bei PubMed). Grandio®SO hingegen ist noch nicht lange auf dem Markt erhältlich und existiert bei PubMed lediglich in einer veröffentlichten Studie aus dem Jahr 2012.



**Abb. 37:** Vergleich der Polymerisationsschrumpfung von Tetric EvoCeram® und Grandio®SO nach interner Untersuchung der Ivoclar Vivadent AG

|                       | GrandioSO | Ceram X Mono | Estelite Σ Quick | Filtek Supreme XTE | Herculite XRV Ultra | Kalore | Venus Diamond | Tetric EvoCeram |
|-----------------------|-----------|--------------|------------------|--------------------|---------------------|--------|---------------|-----------------|
| Schrumpfung [Vol.-%]  | 1,61      | 1,97         | 2,04             | 1,92               | 2,4                 | 1,52   | 1,6           | 1,86            |
| Druckfestigkeit [MPa] | 439       | 335          | 354              | 315                | 397                 | 346    | 411           | 339             |
| Zugfestigkeit [MPa]   | 72        | 48           | 49               | 57                 | 57                  | 44     | 67            | 52              |
| Biegefestigkeit [MPa] | 187       | 114          | 93               | 155                | 127                 | 130    | 181           | 130             |

Quelle: VOCO GmbH, interne Messung, 2010

**Abb. 38:** Vergleich der Polymerisationsschrumpfung von Tetric EvoCeram® und Grandio®SO nach interner Untersuchung der VOCO GmbH

Die Ergebnisse der beiden Komposite bezüglich ihrer Dentinhaftung bei Anwendung der Bulk-Methode und der Inkrementtechnik in der vorliegenden Studie werden im folgenden Kapitel 6.2 verglichen und diskutiert.

#### 6.1.4 Testverfahren zur Bestimmung der Komposit-Dentin-Haftung

In der Literatur findet man unterschiedliche Trennverfahren zur Bestimmung der Haftkraft. Unterschieden wird zwischen Scher- und Zugversuchen, wobei nochmals zwischen Makro- und Mikrodesign differenziert wird [2, 4, 13].

Für die Evaluation der Dentinhaftung wurde in der vorliegenden Studie das Microtensile Verfahren ausgewählt. Dieses bietet für den Zweck einige Vorteile (siehe unten) gegenüber den oben genannten Verfahren. Die Haftung wurde im Microtensile-Test berechnet durch die Maximalkraft (N) im Moment des Bruchs, geteilt durch den Querschnitt der adhäsiv vernetzten Fläche. Pro Gruppe wurden zwanzig Stäbchen ausgewählt. Diese Anzahl entspricht laut Nikolaenko et al. der Empfehlung von Pashley et al. [73].

Der Microtensile-Test wurde 1994 von Sano et al. in der Zahnmedizin eingeführt, um die ultimative Bruchfestigkeit und den Elastizitätsmodul von Dentin zu evaluieren und wird als eine verlässliche Methode angesehen, die Dentinhaftung zu beurteilen [2, 4-5, 34, 36, 73-74]. Gegenüber dem konventionellen Tensile-Test bietet der Microtensile-Test einige Vorteile. Beispielsweise ist die Haftfläche sehr klein ( $< 1\text{mm}^2$ ), wodurch eine homogene Stressverteilung entsteht [73, 75]. Demzufolge kann die Haftkraft ohne große kohäsive Brüche an der Adhäsiv-Dentinoberfläche gemessen werden und den adhäsiven Brüchen kommt so beim Microtensile-Verfahren größere Bedeutung zu. Nach Nikolaenko et al. repräsentieren vor allem die adhäsiven Brüche das klinisch relevante Versagen von Kompositfüllungen [2, 75, 92]. Auch Niu et al. bewerten den Microtensile-Test als präziser im Vergleich zum konventionellen Tensile-Test [74]. Durch die kleine Haftfläche resultiert eine Verringerung der Fehler in der Verbundzone und kleinere Standardabweichungen [92]. Scherrer et al. verglichen 2010 den Shear-, Microshear-, Tensile- und Microtensile-Test. Nach ihren Forschungen zeigt der allgemeine Trend der Resultate bei den Makrotests (Shear- und Tensile-Test) mit Haftflächen um die  $7\text{ mm}^2$  geringere Haftwerte als die Mikrotests (Microshear- und Microtensile-Test) mit Haftflächen um die  $1\text{ mm}^2$  unter gleichen Bedingungen [77, 92]. Aus einem Zahn gehen erheblich mehr Proben als bei den Makrotests hervor. Auch das Messen kleiner und unregelmäßiger Flächen ist möglich [2, 4].

Auch Gasshemi et al. verglichen den Shear-Test mit dem Microtensile-Test bezüglich der Bestimmung von Haftwerten und kamen zu dem Resultat, dass der Shear-Test eine ungünstige Stressverteilung im Probenkörper hervorruft, so dass der Microtensile-Test bevorzugt werden sollte [33].

Weiterhin kann die gewählte Probenform für den Microtensile-Test unterschieden werden. In dieser Studie wurde die Stäbchenform verwendet. Es besteht auch die Möglichkeit, die Proben sanduhr- oder hantelförmig zu präparieren. Die unterschiedliche Geometrie der Proben hat Einfluss auf die homogene Stressverteilung. Die Sanduhrform bricht im Vergleich zur Stäbchenform schon bei geringerer Stressbelastung. Verglichen mit der Sanduhr- und Hantelform zeigt die Stäbchenform eine gewünschte insgesamt homogene, wenig lokalisierte Stressverteilung und das Maximum an Stress in der Adhäsivmitte [4, 33].

Nichtsdestotrotz zeigte die vorliegende Untersuchung, dass diese Methode sehr komplex, zeit- und techniksensitiv ist. Daher muss zunächst erwähnt werden, dass technisch bedingte Messfehler der verwendeten Apparaturen vorhanden sind, auch wenn diese sehr geringen Einfluss auf die Ergebnisse haben. Das Hauptaugenmerk der auftretenden Fehlerquellen liegt jedoch auf nachfolgend erläuterten Punkten.

Das Einspannen und Festwachsen der Komposit-Dentin-Stäbchen in die Abzugvorrichtung stellte eine Schwierigkeit dar, vor allem wenn tiefes Dentin getestet wurde, bei welchem nur ein sehr kurzes Dentinsegment zum Festwachsen vorlag. Zu dieser Feststellung kamen auch Giachetti et al. [34]. Weiterhin muss man bedenken, dass durch die multiplen Sägeprozesse ein zusätzlicher Stress an der Verbundzone entstand. Dies deckt sich mit Aussagen von Abdalla [2]. Laut Städtler stehen die Dentinhaftwerte beim Microtensile-Versuch im direkten Zusammenhang mit der Schneidgeschwindigkeit bei der Stäbchenherstellung [96]. Zudem ist es eine Herausforderung, sehr kleine Haftwerte (<5 MPa) zu messen. Nach Armstrong et al. werden die geklebten Stäbchen leicht beschädigt und können brechen, wenn sie aus Apparaturen wieder entfernt werden [4]. Auch bei dieser Untersuchung sind sowohl nach dem Sägen, beim Ablösen der festgewachsenen Komposit-Dentin-Stäbchen vom Befestigungsteller als auch beim Festwachsen der Stäbchen in die Abzugvorrichtung nochmal Stäbchen frakturiert, die dann als Nullwerte gewertet werden mussten.

Bei den möglichen Fehlerquellen sollte weiterhin berücksichtigt werden, dass das Befestigen der Stäbchen an der Abzugvorrichtung entweder mechanisch oder klebend (z.B. mit Wachs oder Kleber) erfolgen kann. In dieser Studie

wurde die klebende Variante mit Wachs angewendet. Laut Armstrong et al. zeigt dieses Vorgehen gewisse Einschränkungen, welche die Ergebnisse beeinflussen können. Zum einen muss die Probe für die Haftung vollständig trocken sein. Das Wachs darf nicht mit der zu testenden Verbundzone in Berührung kommen. Auch könnte die Haftkraft des Klebers nicht ausreichen, so dass der Test mehrmals wiederholt werden muss. Dies konnte man bei Durchführung dieses Versuches häufig beobachten. Oft wurde das Stäbchen aus dem Wachs komplett herausgezogen, ohne an der Verbundzone zu brechen. Ein weiteres Problem stellt laut Armstrong et al. eine minimale Klebefläche zum Befestigen an der Apparatur dar [4]. Dies machte die Untersuchungen sehr zeitintensiv und erforderte viel Geduld und Feingefühl. Auffällig ist die weite Streuung der Kraft zum Zeitpunkt des Probenbruchs bei den einzelnen Stäbchen. Eine mögliche Ursache ist hierbei, dass nicht nur adhäsive, sondern auch kohäsive Brüche innerhalb des Dentins oder des Komposits auftreten. Auch Scherrer et al. kommen nach Untersuchungen zu dem Entschluss, dass die Streuung der Haftwerte unabhängig vom verwendeten Adhäsivsystem und verwendeten Testverfahren immer präsent ist. Ihrer Meinung nach kommt dieses starke Streuverhalten dadurch zu Stande, dass in die statistische Analyse alle gebrochenen Proben mit einberechnet werden, gleichgültig ob sie kohäsiv, adhäsiv oder bereits vor der eigentlichen Microtensile-Untersuchung gebrochen sind. Nach Scherrer et al. sollten für eine Verringerung der Streuung sowie einer allgemeinen Standardisierung nur Stäbchen mit adhäsiven oder gemischten Brüchen, bei denen aber lediglich weniger als 10 % Dentin- oder Kompositbeteiligung vorliegt, in die Berechnung der Haftkraft mit einbezogen werden [92].

Auch nach Armstrong et al. findet man bis jetzt keine wissenschaftliche Einigung bezüglich der regelrechten Benutzung und Interpretation der verschiedenen Tests zur Bestimmung der Dentinhaftung. Versuche einer Standardisierung waren bislang schwer [4]. Scherrer et al. fordern dazu auf, sich den derzeitigen bei Haftfestigkeitstests auftretenden Mängeln bewusst zu sein und diese in Zukunft zu vermeiden [92].

Im vorliegenden Testaufbau gibt es nur hinsichtlich des Füllungskomposits und der Schichttechnik Variablen. Alle anderen Variablen wurden konstant gehalten.

## 6.2 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung diskutiert und mit anderen Studien aus der Literatur verglichen. Zur Bewertung und Beurteilung der aus dem Mircotensile-Testverfahren aufgenommenen Daten wird anhand der aufgestellten drei Hypothesen (vgl. Kapitel 3) eine Ergebnisanalyse erstellt, welche letztlich in einer klaren Aussage bezüglich der dieser Arbeit zugrunde liegenden Fragestellung, ob die Inkrementtechnik als Auslaufmodell bezeichnet werden kann, mündet.

### 6.2.1 Diskussion der Hypothese 1

Bei Betrachtung der 1. Hypothese ist aus den Graphen ersichtlich, dass die Bulk-Methode sowohl bei Tetric EvoCeram® als auch bei Grandio®SO sehr geringe Haftwerte aufweist, während die Dentinhaftung bei Anwendung der Inkrementtechnik signifikant höhere Haftwerte zeigt (vgl. Diagramm 5-8).

Ein weiterer interessanter Aspekt ist die Standardabweichung, welche bei beiden Kompositen in Gruppe A durch die starke Streuung der einzelnen Bruchkraftwerte sehr hoch ausfällt (vgl. Diagramm 6 und 8). Diese kommt dadurch zustande, dass einerseits viele Stäbchen durch die geringe Haftung bereits vor dem eigentlichen Test gebrochen sind und daher als 0-Wert erfasst wurden und andererseits bei den verbliebenen Stäbchen unterschiedliche Bruchkraftdaten bis 10,3 N messbar waren. Daraus ergibt sich, dass die Bulk-Methode hinsichtlich ihrer klinischen Funktionalität nicht kontrollier- und einschätzbar ist.

Wie in Kapitel 2.3.2 erwähnt, ist der C-Faktor eine entscheidende Komponente für die Beeinflussung der Polymerisationsschrumpfung und somit der Dentinhaftung. Die geringen Haftwerte bei Anwendung der Bulk-Methode lassen sich dadurch erklären, dass bei der in dieser Studie präparierten Kavitätenform Klasse I nach Black ein sehr ungünstiger C-Faktor von 5 vorliegt, d.h., es liegen fünf gebundene und nur eine ungebundene Oberfläche vor. Die höheren Haftwerte dieser Studie bei Verwendung der Inkrementtechnik werden durch Untersuchungen von Abbas et al., He et al., Klaff und Nikolaenko et al. bestätigt. Auch sie kamen zu dem Ergebnis, dass Schichttechniken den C-Faktor begünstigen und dadurch die

Polymerisationsschrumpfung verkleinern. Bei Anwendung der Bulk-Methode in großen Klasse I Kavitäten kann als weiteres Problem neben dem großen C-Faktor eine verringerte Polymerisationsleistung am Boden der Kavität angesehen werden, welche dort zu größerem Polymerisationsstress und dadurch zu einer geringeren Haftung führt. Niu et al.'s Aussage, dass durch Inkrementtechniken die Gesamtgröße der ungebundenen, freien Kompositoberfläche insgesamt vergrößert und dadurch die Gesamtpolymerisationsschrumpfung verkleinert wird, untermauern ebenso die Ergebnisse dieser Arbeit.

In der Literatur finden sich noch weitere Studien, welche bei der Bulk-Methode im Vergleich zur Inkrementtechnik signifikant geringere Haftwerte aufweisen und die Überlegenheit der Inkrementtechnik hervorheben [3, 5, 36, 71, 78, 102]. Van Ende et al. evaluieren in ihrer Studie von 2013 die Dentinhaftung anhand des Microtensile-Verfahrens bei Klasse I Kavitäten mit großem C-Faktor und kommen zu dem Ergebnis, dass sowohl die Fülltechnik als auch die Kompositauswahl die Dentinhaftung beeinflussen. So zeigen bei Anwendung der Inkrementtechnik in Kavitäten mit hohem C-Faktor alle Komposite vergleichbare zufriedenstellende Haftwerte, während bei Anwendung der Bulk-Methode die Haftwerte insgesamt abfallen. Konventionelle Komposite schneiden hier jedoch schlechter ab als flowable Komposites (in dieser Studie SDR Posterior Bulk Fill Flowable Base der Firma Dentsply), welche mit der Bulk-Füllmethode bis zu 4 mm hoch gelegt und ausgehärtet werden dürfen und von Van Ende et al. als neuester Trend der Kompositotechnologie bezeichnet werden.

Ein neu auf dem Markt erschienenenes Komposit, welches als Bulk-Füllmaterial geeignet sein soll, ist z.B. Tetric EvoCeram Bulk Fill der Firma Ivoclar-Vivadent [101]. Ob die neuen, speziell für die Bulk-Füllmethode entwickelten Komposite sich in der Praxis bezüglich ihrer Dentinhaftung bewähren und der Inkrementtechnik überlegen sind, muss durch weitere Studien erforscht werden.

### 6.2.2 Diskussion der Hypothese 2

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die 2. Hypothese teilweise bestätigt werden kann.

Die Graphik der Tetric EvoCeram® Gruppe (vgl. Diagramm 9) zeigt eine eindeutige Zunahme der Bruchkraft von Gruppe A mit einem Inkrement mit einer Schichtstärke von 4 mm zu Gruppe B mit zwei Inkrementen mit Schichtstärken von jeweils 2 mm. Diese entspricht einer Erhöhung der Bruchkraft um ca. 100 %. Auch die Bruchkraftwerte von Gruppe C mit drei Inkrementen und Schichtstärken von je ca. 1,33 mm zeigen eine deutliche Zunahme von ca. 62 % im Vergleich zu Gruppe B mit zwei Inkrementen. Auffällig ist, dass bei Gruppe D mit vier Inkrementen mit Schichtstärken von je 1 mm zur Gruppe C keine Erhöhung der Bruchkraft auftritt, sondern ein kaum nennenswerter Abfall von 8,9 N auf 8,1 N.

Ähnliche Resultate lassen sich bei Betrachtung der Werte der Grandio®SO Gruppe erkennen. Im Vergleich zu Gruppe A mit einem Inkrement (4 mm) steigert sich hier die Bruchkraft bei Gruppe B mit zwei Inkrementen (je 2 mm) signifikant um ca. 218 %. Dies ist insgesamt die deutlichste Steigerung. Gruppe C mit drei Inkrementen (je ca. 1,33 mm) unterscheidet sich mit einer Bruchkraft von 7,0 N nur gering zur Gruppe B (Bruchkraft von 7,2 N). Und auch bei Gruppe D mit vier Inkrementen (je 1 mm) findet keine nennenswerte Erhöhung der Bruchkraft auf 8,6 N statt.

Zusammenfassend lässt sich für Tetric EvoCeram® feststellen, dass Kompositschichtstärken von weniger als 1,5 mm die besten Resultate ergeben. Bei Grandio®SO lassen sich die besten Ergebnisse mit Schichtstärken unter 2 mm erzielen. Schichtstärken von 1 mm erzeugen nur geringfügig bessere Werte.

Sowohl der Hersteller von Tetric EvoCeram® als auch der Hersteller von Grandio®SO empfiehlt für seine Komposite gewisse Schichtstärken, um bestmögliche Resultate zu erzielen. Bei Tetric EvoCeram® liegt die Empfehlung bei 1,5 mm und stimmt somit mit unseren Ergebnissen überein. Auch die Herstellerangaben von Grandio®SO mit maximalen Schichtstärken von 2 mm gehen mit unseren Resultaten konform. Somit lässt sich schlussfolgern, dass die Anzahl der Inkremente einer Füllung im direkten Zusammenhang mit der Kavitätengröße steht. In der vorliegenden Studie wurden ausschließlich Zahnproben mit Kavitätentiefen von 4 mm verwendet, wodurch die Bulk-Methode im Vergleich zur Inkrementtechnik sehr schlecht abschneidet.

Studien von He et al. bekräftigen die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung. Auch sie stellen eine direkte Abhängigkeit der Dentinhaftwerte von der Kavitätengröße fest. In ihrer Studie wurde die Dentinhaftung bei Anwendung der Bulk-Methode und der Inkrementtechnik (zwei Inkremente) in großen (5 mm Tiefe) und kleinen (3 mm Tiefe) Klasse I Kavitäten miteinander verglichen. Im Microtensile-Test ergeben sich in kleinen Kavitäten bei der Bulk-Methode und der Inkrementtechnik vergleichbare Haftwerte, während in großen Kavitäten die Inkrementtechnik eindeutig überlegen ist [36]. Dieser Ansicht sind auch Kwon et al. [57].

Zusammenfassend sollte bei der Entscheidung über Anwendung der Bulk-Methode oder der Inkrementtechnik immer die Kavitätengröße berücksichtigt werden und Kompositschichtstärken von 1,5 bis max. 2 mm angestrebt werden. Kleinere Schichtstärken um die 1 mm zeigen keine signifikante Verbesserung.

### 6.2.3 Diskussion der Hypothese 3

Die beiden verwendeten Nanohybridkomposite zeigen bezüglich der Dentinhaftung vergleichbare Ergebnisse (vgl. Diagramm 11). Vor allem die Bulk-Gruppe und die Gruppe mit 4 Inkrementen zeigen im Vergleich von Tetric EvoCeram® und Grandio®SO jeweils erstaunlich nahezu identische Haftwerte.

Unterschiede bestehen lediglich in den Standardabweichungen, welche bei Grandio®SO durch die stärkere Streuung der Haftwerte höher ausfällt. Während Kliniker bei Tetric EvoCeram® mit Schichtstärken von unter 1,5 mm die besten Haftresultate erzielen, können bei Grandio®SO schon ab Schichtstärken von 2 mm gute Ergebnisse erreicht werden. Somit lässt sich schlussfolgern, dass Grandio®SO dem lange bewährten Referenzkomposit Tetric EvoCeram® bezüglich der Dentinhaftung in nichts nachsteht. Ob Grandio®SO auch in anderen Materialeigenschaften ähnlich gute Ergebnisse wie Tetric EvoCeram® erzielt, muss durch andere Studien nachgewiesen werden.

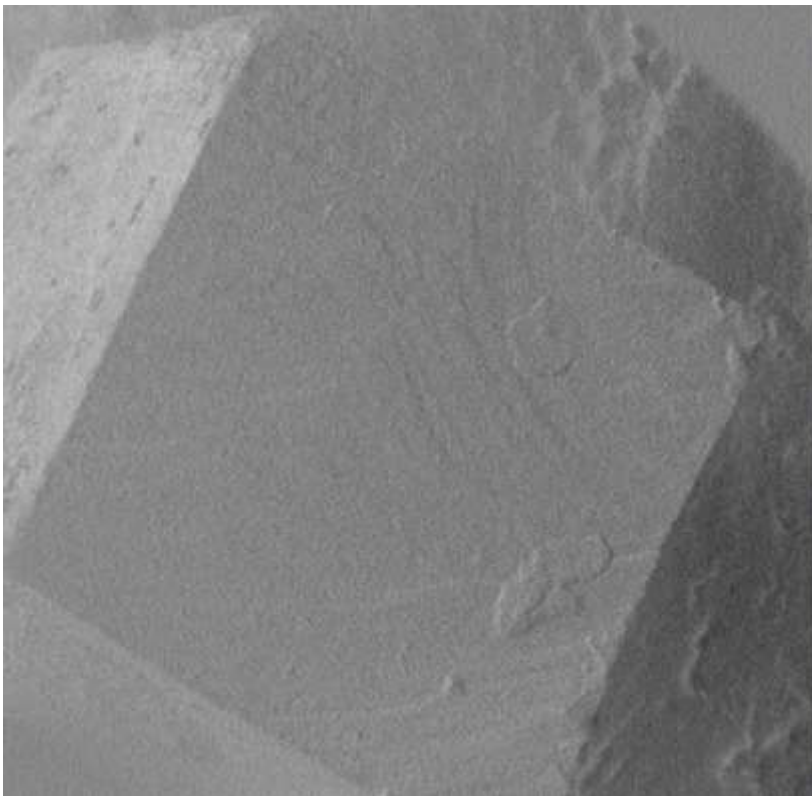
Nachfolgend sind exemplarisch einige REM-Aufnahmen der Bruchflächen beider Komposite zu sehen. Grundsätzlich können adhäsive Brüche (an der

Grenzfläche des Adhäsivs zum Dentin oder zum Komposit) oder kohäsive Brüche (innerhalb des Dentins oder innerhalb des Komposits) auftreten. Auch gemischte Formen sind möglich.

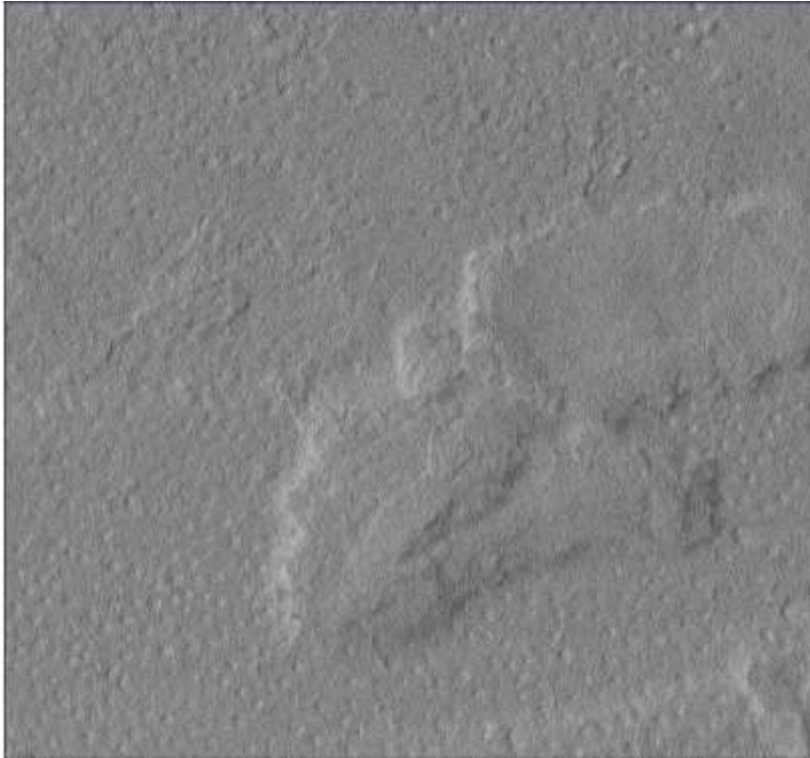
#### 6.2.3.1 REM-Beobachtungen Tetric EvoCeram®

Die REM-Aufnahme einer Probe von Tetric EvoCeram® aus der Gruppe mit einem Inkrement (vgl. Abb. 39) zeigt eine größtenteils adhäsive Fraktur, d.h. die Schwachstelle liegt hier im adhäsiven Verbund.

Allerdings ist in der Detailvergrößerung (vgl. Abb. 40) ein Kompositrest auf der Dentinoberfläche zu erkennen, weshalb zum Teil eine kohäsive Fraktur vorliegt.

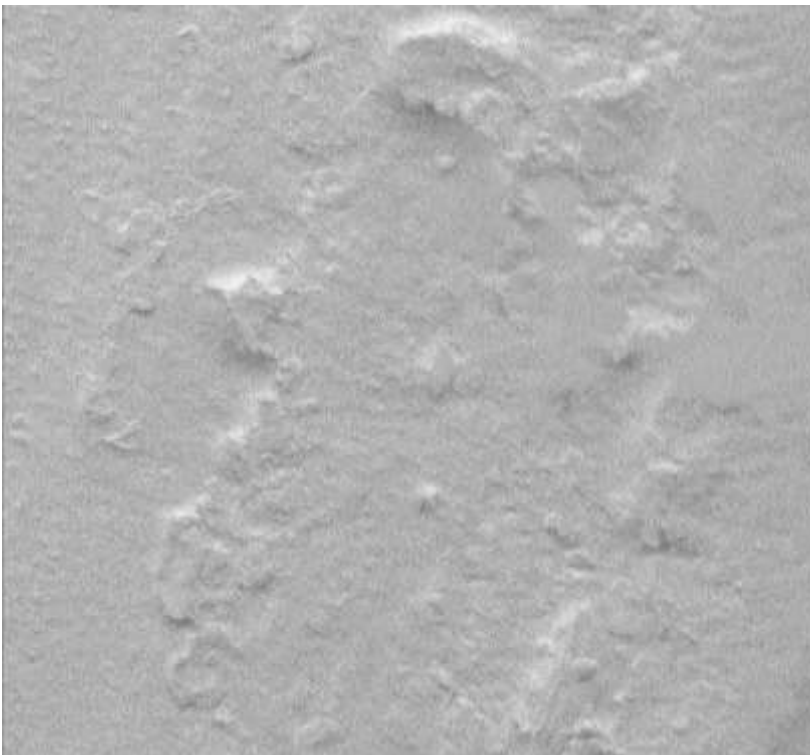


**Abb. 39:** Bruchfläche einer mit der Bulk-Methode hergestellten Tetric EvoCeram® Probe



**Abb. 40:** Bruchfläche einer mit der Bulk-Methode hergestellten Tetric EvoCeram® Probe

Eine andere Aufnahme einer Tetric EvoCeram® Probe aus der Gruppe mit vier Inkrementen zeigt einen kohäsiven Bruch (vgl. Abb. 41).



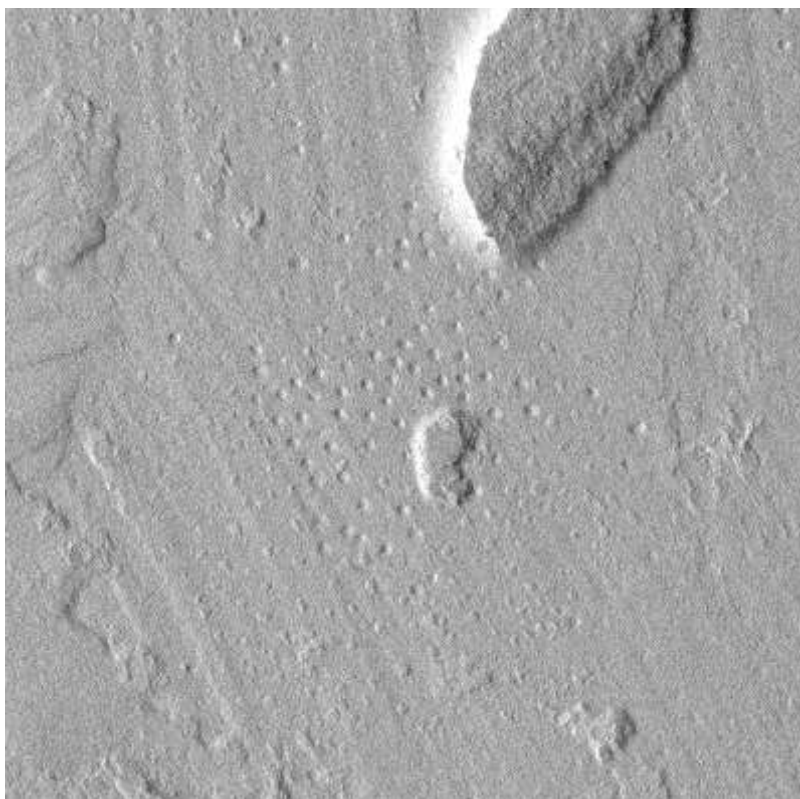
**Abb. 41:** Frakturmuster einer mit 4 Inkrementen hergestellten Probe

### 6.2.3.2 REM-Beobachtungen Grandio®SO

Die Bulk-Probe der Grandio®SO Gruppe (vgl. Abb. 42) zeigt einen teils kohäsiven Bruch, man erkennt Dentinauflagerungen.

Eine andere Probe aus Gruppe B mit zwei Inkrementen zeigt eine adhäsive Fraktur (vgl. Abb. 43).

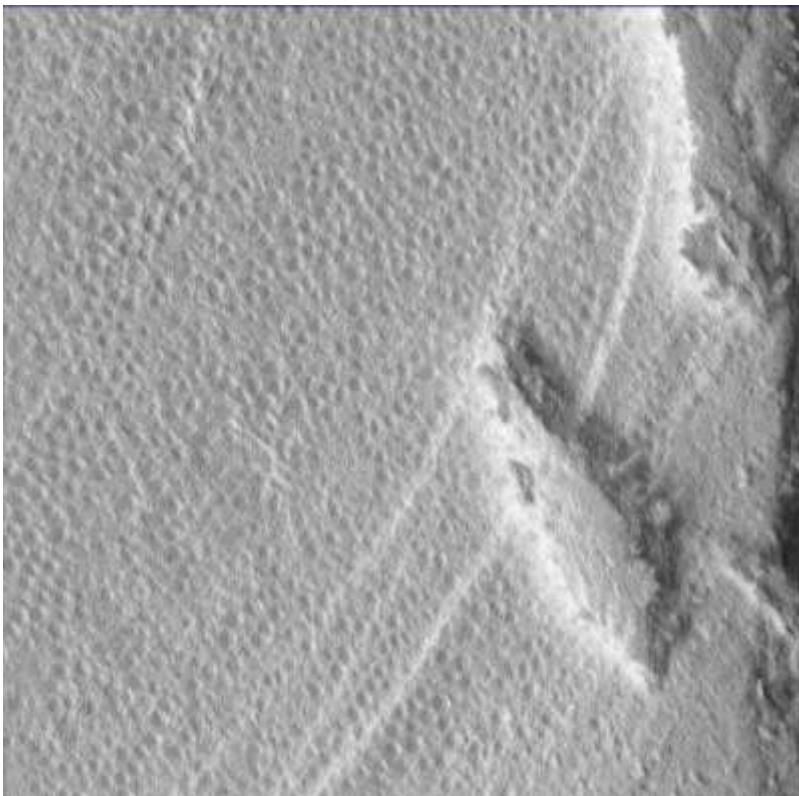
Die Bruchfläche einer Probe mit vier Inkrementen (vgl. Abb. 44), welche die größten Haftwerte aufweist, zeigt entgegen einer erwarteten kohäsiven Fraktur eine größtenteils adhäsive Bruchfläche.



**Abb. 42:** Frakturmuster einer Grandio®SO Probe mit der Bulk-Methode



**Abb. 43:** Bruchfläche einer mit 2 Inkrementen hergestellten Grandio®SO Probe



**Abb. 44:** Frakturmuster einer Grandio®SO Probe mit 4 Inkrementen

### 6.3 Resume

Die erhobenen Daten der vorliegenden Studie zeigen einen positiven Einfluss der Inkrementtechnik auf die Dentinhaftung, so dass die dieser Untersuchung zugrunde liegende Kernfrage, ob die Inkrementtechnik ein Auslaufmodell darstellt, mit „Nein“ beantwortet werden kann. Bei beiden Komposittypen konnten mit der Bulk-Methode keine für den klinischen Alltag akzeptablen Haftwerte erreicht werden.

Jedoch sollten Kliniker bei der Wahl ihrer Füllungstechnik immer die Kavitätengröße mitberücksichtigen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sind nur für 4 mm tiefe Klasse I Kavitäten aussagekräftig. Deutlich wird aber auch hier, dass zwischen Inkrementschichtstärken von 1 mm und 1,3 mm kaum Unterschiede bezüglich der Dentinhaftung entstehen. Dies sollte durch weitere Studien mit kleineren Kavitäten weiter erforscht werden.

Bei großen Kavitäten sollten jedoch in der Praxis Nachteile der Inkrementtechnik wie z.B. ihre Techniksensitivität sowie der längere Zeitaufwand beim Aushärten jeder einzelnen Schicht in den Hintergrund gestellt werden und die Verbesserung der Komposithaftung durch Reduktion der Polymerisationsschrumpfung als oberste Priorität angesehen werden.

## 7. Zusammenfassung

### 7.1 Zusammenfassung deutsch

*Ist die Inkrementtechnik ein Auslaufmodell?*

#### 7.1.1 Ziel der Arbeit

Das Ziel der Arbeit bestand darin, die klinische Relevanz der in den 80er Jahren entwickelten Inkrementtechnik zu evaluieren und eine Aussage über deren Einfluss auf die problematische Polymerisationsschrumpfung der Füllungskomposite und somit auf die Auswirkung auf die Dentinhaftung treffen zu können.

#### 7.1.2 Material und Methode

Als Versuchsgrundlage dienten 40 menschliche, kariesfreie dritte Molaren, welche mit einer Klasse I Kavität nach Black (3 mm x 4 mm x 4 mm) versehen wurden. Anschließend erfolgte die Aufteilung in 8 Gruppen zu jeweils 5 Zähnen nach dem Zufallsprinzip. Alle Zähne wurden mit Email Preparator und iBOND® Total Etch, einem Adhäsiv der 5. Generation, vorbehandelt. 4 Gruppen erhielten das Nanohybridkomposit Tetric EvoCeram® als Füllung, die anderen 4 Gruppen das Nanohybridkomposit Grandio®SO. Jede der beiden Kompositgruppen wurde in 4 Untergruppen zu je 5 Zähnen aufgeteilt und im Anschluss mit jeweils einem, zwei, drei und vier Kompositinkrementen gefüllt.

Nach halbjähriger Wasserlagerung wurden die von der Wurzel abgetrennten Zahnkronen mit einer Diamantsäge bei 150 U/min zunächst in 0,9 mm dicke Scheiben und dann in 0,9 mm x 0,9 mm starke Stäbchen gesägt.

Die Evaluation der Dentinhaftung erfolgte mit der Micro-Tensile Untersuchung. Hierfür wurden die Komposit-Dentin-Stäbchen jeweils an einem Ende mit Wachs horizontal in der Abzugsvorrichtung befestigt und anschließend mit einer Verfahrensgeschwindigkeit von 1 mm/min auseinandergezogen, bis die Probe frakturierte. Aus der abgelesenen Bruchkraft in N und der berechneten Stäbchenfläche in mm<sup>2</sup> konnte so die Dentinhaftung in MPa ermittelt werden. Zur Analyse der Versagensart wurden einige Proben jeder Gruppe einer REM-Untersuchung zugeführt.

### 7.1.3 Ergebnisse

Sowohl bei der Tetric EvoCeram® Gruppe als auch bei der Grandio®SO Gruppe wird eine signifikante Steigerung der Haftwerte bei Anwendung der Inkrementtechnik im Vergleich zur Bulk-Methode beobachtet ( $p < 0,05$ ).

Während Tetric EvoCeram® eine signifikante Steigerung der Dentinhaftung von einem zu zwei Inkrementen und von zwei zu drei Inkrementen erfährt ( $p < 0,05$ ), zeigt Grandio®SO nur von einem zu zwei Inkrementen eine signifikante Steigerung ( $p < 0,05$ ) und einen kaum nennenswerten Unterschied von zwei zu drei Inkrementen ( $p > 0,05$ ). Jedoch lässt sich bei Grandio®SO anders als bei Tetric EvoCeram® nochmal eine signifikante Steigerung der Haftwerte von drei Inkrementen zu vier Inkrementen erkennen ( $p < 0,05$ ).

Beim Vergleich der beiden Nanohybridkomposite untereinander bezüglich der Dentinhaftwerte fällt auf, dass sowohl bei der Bulk-Methode als auch bei der Inkrementtechnik mit 4 Schichten jeweils kein signifikanter Unterschied besteht ( $p > 0,05$ ). Bei Betrachtung der Daten mit 2 Inkrementen schneidet Grandio®SO signifikant besser ab ( $p < 0,05$ ), während Tetric EvoCeram® bei Verwendung von 3 Inkrementen signifikant bessere Haftwerte erreicht ( $p < 0,05$ ).

### 7.1.4 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen sowohl bei Tetric EvoCeram® als auch bei Grandio®SO eine Verbesserung der Haftwerte bei Anwendung der Inkrementtechnik, so dass diese der Bulk-Füllmethode vorgezogen werden sollte. Die erhobenen Daten beziehen sich jedoch nur auf die in dieser Arbeit verwendete Kavitätengröße von 3 x 4 x 4 mm. Ob bei kleineren Kavitätenausdehnungen ähnliche Ergebnisse resultieren, sollte durch weitere Forschungen belegt werden.

## 7.2 Zusammenfassung englisch

*Does the incremental technique represent a phased-out model?*

### 7.2.1 Aim of this study

The aim of this in vitro study was to evaluate the relevance of the incremental technique, which was developed in the 1980's and to give a statement of its influence on the problematic polymerisation shrinkage of resin composites and therewith the effect on the dentin bond strength.

### 7.2.2 Material and methods

40 human, caries free third molars were prepared with class I cavities (3 mm x 4 mm x 4 mm). After that they were randomly divided into eight groups each with five teeth. All teeth were etched with email preparator and bonded with a fifth generation dentin adhesive (iBOND® Total Etch). Four groups received as filling material the nano hybrid composite Tetric EvoCeram®, the other four groups the nano hybrid composite Grandio®SO. Each of the both resin composite groups was divided into four subgroups (n=5) and each of them filled with one, two, three or four increments.

After 180 days of aqua dest storage the decapitated molars were sawed into discs of 0,9 mm and afterwards sawed into sticks with measures of 0,9 mm x 0,9 mm by a diamond saw with a speed of 150 Rpm.

For the evaluation of the dentin bond strength all samples were subjected to the microtensile testing device. For this purpose all composite-dentin sticks were horizontal fixed at each end with wax at the extractor device and drawn-out with a movement speed of 1 mm/min. During fracture of the samples the values of the tensile strength in N were measured and calculated with the stick face in mm<sup>2</sup> to determine the dentin bond strength in MPa.

To analyse the mode of failure some samples of each group were subjected to the scanning electron microscope.

### 7.2.3 Results

The Tetric EvoCeram® group as well as the Grandio®SO group showed significant higher dentin bond strength values by using the incremental technique compared to the bulk method ( $p < 0,05$ ).

While Tetric EvoCeram® exhibited a significant increase of dentin bond strength from the group using one increment to the group with two increments and to the group with three increments ( $p < 0,05$ ), Grandio®SO only showed a significant increase of bond strength from the group with one increment to the group with two increments ( $p < 0,05$ ), but no significant difference from the two incremental group to the group with three increments ( $p > 0,05$ ). However unlike Tetric EvoCeram®, Grandio®SO exhibited significant higher values in the group with four increments compared with the group with three increments ( $p < 0,05$ ).

By comparing the both nanohybrid composites among each other concerning their dentin bond strength it was noticeable that there was no significant difference in the bulk group as well as in the incremental group with four layers ( $p > 0,05$ ). Using two increments Grandio®SO showed higher bond strength values while using three increments Tetric EvoCeram® exhibited a higher bond strength.

### 7.2.4 Clinical conclusion

The results of this in vitro study show that using the incremental technique leads to higher bond strength values at both composite groups (Tetric EvoCeram® and Grandio®SO) so that this filling method should be preferred to the bulk method.

However the compiled values only refer to the used cavity size (3 mm x 4 mm x 4 mm) of this study. It has to be proved in further researches if smaller cavity sizes will show similar results.

## 8. Anhang

### 8.1 Literaturverzeichnis

1. Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent* 2003;6:437-444.
2. Abdalla AI. Microtensile and tensile bond strength of single-bottle adhesives: a new test method. *J Oral Rehabil* 2004;4:379-384.
3. Ariyoshi M, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J. Influence of filling technique and curing mode on the bond strengths of composite cores to pulpal floor dentin. *Dent Mater J* 2010;5:562-569.
4. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater* 2010;2:e50-e62.
5. Bakhsh TA, Sadr A, Shimada Y, Mandurah MM, Hariri I, Alsayed EZ, Tagami J, Sumi Y. Concurrent evaluation of composite internal adaptation and bond strength in a class-I cavity. *J Dent* 2013;1:60-70.
6. Bekes K, Boeckler L, Gernhardt CR, Schaller HG. Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system - 2-year results. *J Oral Rehabil* 2007;11:855-861.
7. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent* 2001;1:55-61.
8. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;1:90-101.
9. Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D. Properties of packable dental composites. *J Esthet Dent* 2000;4:216-226.
10. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Zahnärztliche Werkstoffe - Eigenschaften und Verarbeitung*. 8. Auflage ed. 2005, München: Urban & Fischer:64-84.

11. da Silva MA, de Oliveira GJ, Tonholo J, Junior JG, Santos Lde M, Dos Reis JI. Effect of the insertion and polymerization technique in composite resin restorations: analysis of marginal gap by atomic force microscopy. *Microsc Microanal* 2010;6:779-784.
12. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997;6:435-440.
13. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;2:118-132.
14. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, Lambrechts P, Vanherle G. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003;6:414-420.
15. Deliperi S, Bardwell DN, Wegley C. Restoration interface microleakage using one total-etch and three self-etch adhesives. *Oper Dent* 2007;2:179-184.
16. DGZMK. Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich - Indikationen und Lebensdauer. Wissenschaftliche Stellungnahme. 2005;10:1-5.
17. Drummond JL. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. *J Dent Res* 2008;8:710-719.
18. Duarte S, Perdigao J, Lopes MM. Effect of dentin conditioning time on nanoleakage. *Oper Dent* 2006;4:500-511.
19. Dunn JR. iBond: the seventh-generation, one-bottle dental bonding agent. *Compend Contin Educ Dent* 2003;2 14-18.
20. Eichner K, Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1. Grundlagen und Verarbeitung. 8. Auflage ed. 2005, Stuttgart: Thieme Verlag KG:173-208.
21. El-Sahn NA, El-Kassas DW, El-Damanhoury HM, Fahmy OM, Gomaa H, Platt JA. Effect of c-factor on microtensile bond strengths of low-shrinkage composites. *Oper Dent* 2011;3:281-292.

22. Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig* 2006;2:119-125.
23. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;4:302-318.
24. Frankenberger R. *Adhäsiv-Fibel*. 2008, Balingen: Spitta Verlag GmbH & Co. KG:20-115.
25. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2000;1:11-19.
26. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 2008;5:339-344.
27. Frankenberger R, Onczul C, Taschner M. Adhäsive Zahnmedizin: Ist eine Optimierung im Arbeitsablauf möglich? *ZWR* 2007;9:414-420.
28. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001;5:373-380.
29. Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Kramer N, Petschelt A. The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;1:25-32.
30. Frankenberger R, Strobel WO, Taschner M, Petschelt A. Total etch vs. self-etch - Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. *ZWR* 2004;5:188-196.
31. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;5:397-412.
32. Freedman G, Leinfelder K. Seventh-generation adhesive systems. *Dent Today* 2002;11:106-111.
33. Ghassemieh E. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dent Mater* 2008;4:536-547.

34. Giachetti L, Bambi C, Nieri M, Scaminaci Russo D. Double microtensile bond strength test: an alternative methodology for sample preparation. *Eur J Oral Sci* 2009;2:204-207.
35. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent* 2004;4:313-318.
36. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in class I cavities. *Dent Mater* 2007;5:533-538.
37. Hegde MN, Bhandary S. An evaluation and comparison of shear bond strength of composite resin to dentin, using newer dentin bonding agents. *J Conserv Dent* 2008;2:71-75.
38. Hellwig E, Klimek J, Achenbach K. Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;4:270-273.
39. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 5. Auflage ed. 2009, Freiburg, Gießen und Zürich: Deutscher Zahnärzte Verlag:181-216.
40. Helvey GA. Adhesive dentistry: the development of immediate dentin sealing/selective etching bonding technique. *Compend Contin Educ Dent* 2011;9:22, 24-32, 34-35; quiz 36, 38.
41. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. a review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;2:E215-E220.
42. Holzmeier M, Ernst CP, Willershausen B, Hirschfelder U. In-vitro shear bond strength of self-etching versus traditional adhesives for orthodontic luting. *J Orofac Orthop* 2006;4:244-259.
43. [http://heraeus-dental.de/de/unsereprodukte/zahnarzt\\_1/haftvermittler/haftvermittler.aspx](http://heraeus-dental.de/de/unsereprodukte/zahnarzt_1/haftvermittler/haftvermittler.aspx). 04.01.2013.

44. [http://www.grandio.de/grandioso/de/grandioso/20101006\\_GrandioSO\\_WP\\_DE\\_Ha.pdf](http://www.grandio.de/grandioso/de/grandioso/20101006_GrandioSO_WP_DE_Ha.pdf). 04.01.2013.
45. <http://www.ivoclarvivadent.de/de/produkte/fuellungsmaterialien/composites/tetric-evoceram>. 04.01.2013.
46. [http://www.voco.de/de/products/\\_products/GrandioSO/index.html](http://www.voco.de/de/products/_products/GrandioSO/index.html). 04.01.2013.
47. <http://www.zmk-aktuell.de/produkte/prothetik/product/gute-noten-fuer-ibondR-total-etch.html>. 04.01.2013.
48. <http://www.zwp-online.info/ch/produkte/produktinformationen/ibond-self-etch-und-ibond-total-etch>. 04.01.2013.
49. Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. *Dent Mater J* 2006;3:445-454.
50. Ilie N, Kunzelmann, K H., Hickel, R. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2005;6:321-333.
51. Jung M, Sehr K, Klimek J. Surface texture of four nanofilled and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent* 2007;1:45-52.
52. Kanca J. Dentin bonding system nomenclature: the next generation. *J Esthet Restor Dent* 2005;5:271-272.
53. Kim ME, Park SH. Comparison of premolar cuspal deflection in bulk or in incremental composite restoration methods. *Oper Dent* 2011;3:326-334.
54. Klaff D. Blending incremental and stratified layering techniques to produce an esthetic posterior composite resin restoration with a predictable prognosis. *J Esthet Restor Dent* 2001;2:101-113.
55. Klautau EB, Carneiro KK, Lobato MF, Machado SM, Silva e Souza MH. Low shrinkage composite resins: influence on sealing ability in unfavorable c-factor cavities. *Braz Oral Res* 2011;1:5-12.

56. Krifka S, Borzsonyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel-human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent Mater* 2008;7:888-894.
57. Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater* 2012;7:801-809.
58. Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. *Dent Mater* 2007;3:288-295.
59. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater* 2010;4:337-344.
60. Loguercio AD, Reis A, Bortoli G, Patzlaft R, Kenshima S, Rodrigues Filho LE, Accorinte Mde L, van Dijken JW. Influence of adhesive systems on interfacial dentin gap formation in vitro. *Oper Dent* 2006;4:431-441.
61. Lopes GC, Baratieri LN, Monteiro S, Vieira LC. Effect of posterior resin composite placement technique on the resin-dentin interface formed in vivo. *Quintessence Int* 2004;2:156-161.
62. Lopes GC, Vieira LC, Araujo E. Direct composite resin restorations: a review of some clinical procedures to achieve predictable results in posterior teeth. *J Esthet Restor Dent* 2004;1:19-31; discussion 32.
63. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983;4:480-488.
64. M R, Sajjan GS, B NK, Mittal N. Effect of different placement techniques on marginal microleakage of deep class-II cavities restored with two composite resin formulations. *J Conserv Dent* 2010;1:9-15.
65. Manhart J, Garcia-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dent Clin North Am* 2002;2:303-339.
66. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000;4:353-361.

67. Margeas RC. The properties and selection of posterior direct restorations. *Acad Dent Ther Stomatol* 2008;1-8.
68. Matinlinna JP, Lassila LV, Ozcan M, Yli-Urpo A, Vallittu PK. An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont* 2004;2:155-164.
69. Mine A, De Munck J, Van Ende A, Cardoso MV, Kuboki T, Yoshida Y, Van Meerbeek B. TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin. *Dent Mater* 2010;6:524-532.
70. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent* 2010;2:92-97.
71. Nayif MM, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Bond strength and ultimate tensile strength of resin composite filled into dentine cavity; effect of bulk and incremental filling technique. *J Dent* 2008;3:228-234.
72. Nazarian A. The progression of dental adhesives. *Acad Dent Ther Stomatol* 2007;1-10.
73. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 2004;6:579-585.
74. Niu Y, Ma X, Fan M, Zhu S. Effects of layering techniques on the micro-tensile bond strength to dentin in resin composite restorations. *Dent Mater* 2009;1:129-134.
75. Orellana N, Ramirez R, Roig M, Giner L, Mercade M, Duran F, Herrera G. Comparative study of the microtensile bond strength of three different total etch adhesives with different solvents to wet and dry dentin (in vitro test). *Acta Odontol Latinoam* 2009;1:47-56.
76. Owens BM, Johnson WW. Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of class V resin composite restorations. *J Adhes Dent* 2005;4:303-308.
77. Paradella TC. Current adhesive systems in dentistry - what is being said and researched. *Odontologia. Clín.-Científ.* 2007;4:293-298.

78. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* 2008;11:1501-1505.
79. Pashley DH. The evolution of dentin bonding. *Dent Today* 2003;5:112-114, 116, 118-119; quiz 119.
80. Perdigao J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2010;2:e24-e37.
81. Perdigao J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 2001;5:385-390.
82. Perdigao J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 2000;Spec No:25D-30D.
83. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;2:97-116.
84. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, Garcia-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent* 2001;4:252-258.
85. Poskus LT, Placido E, Cardoso PE. Influence of adhesive system and placement technique on microleakage of resin-based composite restorations. *J Adhes Dent* 2004;3:227-232.
86. Powers JM, Farah JW. Technique sensitivity in bonding to enamel and dentin. *Compend Contin Educ Dent* 2010;3:1-8; quiz 9.
87. Price RB, Doyle G, Murphy D. Effects of composite thickness on the shear bond strength to dentin. *J Can Dent Assoc* 2000;1:35-39.
88. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent* 2004;2:117-121.
89. Ritter AV. Posterior resin-based composite restorations: clinical recommendations for optimal success. *J Esthet Restor Dent* 2001;2:88-99.

90. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent* 2000;6:340-349.
91. Santhosh L, Bashetty K, Nadig G. The influence of different composite placement techniques on microleakage in preparations with high c-factor: an in vitro study. *J Conserv Dent* 2008;3:112-116.
92. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 2010;2:e78-e93.
93. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage stresses generated during resin-composite applications: a review. *J Dent Biomech* 2010;1:1-14.
94. Sensi LG, Marson FC, Baratieri LN, Monteiro S. Effect of placement techniques on the marginal adaptation of class V composite restorations. *J Contemp Dent Pract* 2005;4:17-25.
95. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, Shintani H, Van Meerbeek B. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater* 2005;2:110-124.
96. Städtler P. *Dentinhafmittel*. 2007;4:101-109.
97. Swift EJ. Bonding systems for restorative materials - a comprehensive review. *Pediatr Dent* 1998;2:80-84.
98. Szep S, Frank H, Kenzel B, Gerhardt T, Heidemann D. Comparative study of composite resin placement: centripetal buildup versus incremental technique. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001;3:243-250; quiz 252.
99. Taschner M, Nato F, Mazzoni A, Frankenberger R, Kramer N, Di Lenarda R, Petschelt A, Breschi L. Role of preliminary etching for one-step self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci* 2010;5:517-524.
100. Titley KC, Childers S, Kulkarni G. An in vitro comparison of short and long term bond strengths of polyacid modified composite resins to primary human and bovine enamel and dentine. *Eur Arch Paediatr Dent* 2006;4:246-252.

101. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high c-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater* 2013;3:269-277.
102. Van Ende A, Mine A, De Munck J, Poitevin A, Van Meerbeek B. Bonding of low-shrinking composites in high c-factor cavities. *J Dent* 2012;4:295-303.
103. Van Meerbeek B. Dentin/enamel bonding. *J Esthet Restor Dent* 2010;3:157.
104. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;3:215-235.
105. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res* 1996;3:871-878.
106. Wintermantel E, Ha SW. *Medizintechnik. Life science engineering*. 4. Auflage ed. 2008, Berlin: Springer:1479-1481.
107. Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci* 2011;3:273-282.
108. Yazici AR, Akca T, Ozgunaltay G, Dayangac B. Bond strength of a self-etching adhesive system to caries-affected dentin. *Oper Dent* 2004;2:176-181.
109. Yesilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract* 2006;2:26-36.
110. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. a literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2010;11:972-986.

## 8.2 Tabellarischer Lebenslauf

### Persönliche Daten

---

|                      |  |
|----------------------|--|
| Name, Vorname:       | Angermeier, Desirée  |
| Geburtsdatum:        | 04.07.1987   |
| Geburtsort:          | Rotenburg a. d. Fulda  |
| Adresse:             | Kurhausstraße 43, 34131 Kassel   |
| Eltern:              | Hans Angermeier: Jurist, Hochschullehrer<br>Veronika Angermeier, geb. Schinzel:<br>Industriekauffrau |
| Staatsangehörigkeit: | deutsch  |
| Familienstand:       | ledig  |

### Schulbildung

---

|                   |  |
|-------------------|--|
| 07/1993 – 07/1997 | Albert-Schweitzer-Schule Rotenburg a. d. Fulda (Grundschule)                                 |
| 07/1997 – 07/2006 | Jakob-Grimm-Schule Rotenburg a. d. Fulda (Gymnasium)<br>Abschluss: Allgemeine Hochschulreife |

### Universitäre Ausbildung

---

|                   |   |
|-------------------|---|
| 10/2006 – 12/2011 | Zahnmedizinstudium an der Philipps-Universität Marburg<br>Abschluss: Staatsexamen   |
| 10/2009 – heute   | Anfertigung einer Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde mit dem Thema: „Ist die Inkrementtechnik ein Auslaufmodell?“ |

### Beruflicher Werdegang

---

|                 |  |
|-----------------|--|
| 07/2012 – heute | Assistenz Zahnärztin in der Praxis von Dr. Andreas Friedrich in Kassel |
|-----------------|--|

### **8.3 Verzeichnis der akademischen Lehre**

Meine akademischen Lehrer in Marburg waren die Damen und Herren  
Universitäts - Professoren und Dozenten:

Arweiler, Chetin, Daut, Feuser, Frankenberger, Gente, Gloerfeld, Hilt,  
Höffken, Jablonski-Momeni, Jerentrup, Kanngießler, Korbmacher, Lamp, Lill,  
Lotzmann, Mandrek, Mengel, Milani, Mittag, Mutters, Neff, Neumüller,  
Nonnenmacher, Pancherz, Pieper, Plant, Post, Roeßler, Roggendorf,  
Steininger, Stoll, Suske, Teymoortash, Weber, Westermann

#### **8.4 Danksagung**

Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Roland Frankenberger für die Überlassung des Dissertationsthemas, seiner hervorragenden Betreuung rund um die Uhr und für die hilfreichen Anregungen und Verbesserungsvorschläge.

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn Dr. Andreas Appelt und Frau ZÄ Vera Vosen für die umfangreichen Erläuterungen der Einrichtungen im werkstoffkundlichen Labor für die Herstellung meiner Zahnproben bedanken sowie bei Herrn OA Dr. Matthias Roggendorf für die freundliche Unterstützung am Rasterelektronenmikroskop.

Ganz persönlicher Dank gilt meinen Eltern für Ihre Geduld, Ihre mentale Unterstützung und Motivation während des gesamten Studiums und während der Verfassung meiner Dissertation.

### **8.5 Ehrenwörtliche Erklärung**

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

*Ist die Inkrementtechnik ein Auslaufmodell?*

im Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Philipps-Universität Marburg in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH am Standort Marburg unter Leitung und Unterstützung durch Prof. Dr. Roland Frankenberger ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Ort, Datum, Unterschrift